

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-33381
(P2001-33381A)

(43) 公開日 平成13年2月9日 (2001.2.9)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ト*(参考)	
G 0 1 N 21/17		G 0 1 N 21/17	6 2 0	2 G 0 5 9
A 6 1 B 5/145		A 6 1 B 5/14	3 1 0	4 C 0 3 8
G 0 6 T 1/00		G 0 6 F 15/62	3 9 0 Z	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願平11-210867	(71) 出願人	000001993 株式会社島津製作所 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
(22) 出願日	平成11年7月26日 (1999.7.26)	(72) 発明者	小林 まなみ 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
		(72) 発明者	網澤 義夫 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
		(74) 代理人	100082304 弁理士 竹本 松司 (外1名)

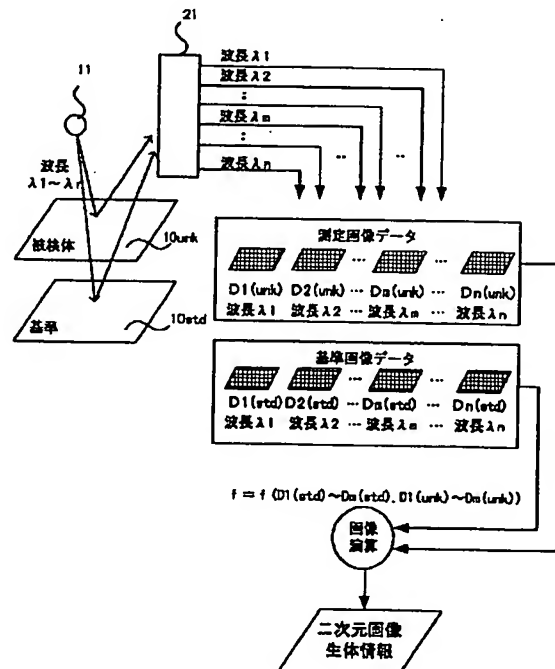
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光応用生体測定法及び測定装置

(57) 【要約】

【課題】 多数の検出器を必要とせず、単一の2次元検出器で得られる被検体の2次元画像情報によって、測定時における絶対量を簡易に短時間で得る。

【解決手段】 生体に対して光を照射し、生体より放出される光を2次元検出器で検出し、検出画像を用いて生体情報を測定する測定法において、複数の測定波長による生体の複数画素の測定画像データと、測定波長と同じ測定波長による少なくとも一画素の基準画像データとを求め、測定画像データ及び基準画像データに対して測定波長毎に異なる所定の重みを掛けて足し合わせる演算を画素単位で行い、生体組織に関する絶対量の二次元情報を算出する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体に対して光を照射し、生体より放出される光を 2 次元検出器で検出し、検出画像を用いて生体情報を測定する測定法において、複数の測定波長による生体の複数画素の測定画像データと、前記測定波長と同じ測定波長による少なくとも一画素の基準画像データとを求め、前記測定画像データ及び基準画像データに測定波長毎に異なる所定の重みを掛けて足し合わせる演算を画素単位で行い、生体組織に関する絶対量の二次元情報を算出する、光応用生体測定法。

【請求項 2】 前記複数の測定波長は、400 nm から 1000 nm の少なくとも二つの波長である、請求項 1 記載の光応用生体測定法。

【請求項 3】 反射率が均一な基準体を複数の測定波長で複数画素によって生体の測定と独立して検出して基準画像データを求め、測定画像データと基準画像データの対応する画素において前記演算を行う、請求項 1 記載の光応用生体測定法。

【請求項 4】 反射率が均一な単一の基準体を生体上の一部に置き、複数の測定波長によって単一箇所の画像データを検出し、単一の画素の画像データまたは複数の画素から算出される画像データを単一の基準画像データとし、測定画像データの各画素と単一の基準画像データとの間において前記演算を行う、請求項 1 記載の光応用生体測定法。

【請求項 5】 反射率が均一な基準体を生体上に複数置き、複数の測定波長によって複数箇所の画像データを検出し、複数箇所の画像データを補間演算することによって二次元の基準画像データを求め、測定画像データの画素と対応する画素の基準画像データとの間において前記演算を行う、請求項 1 記載の光応用生体測定法。

【請求項 6】 生体上の時間変化の少ない箇所において複数の測定波長で検出した画像データを単一の基準画像データとし、測定画像データの各画素と単一の基準画像データとの間において前記演算を行う、請求項 1 記載の光応用生体測定法。

【請求項 7】 生体情報に関連した値はオキシヘモグロビン量、又はデオキシヘモグロビン量である、請求項 1 又は 2 記載の光応用生体測定法。

【請求項 8】 生体情報に関連した値及び波長に依存しない変動分を変数として前記演算処理を行ない、波長に依存しない変動分を除去した生体情報に関連した値を算出する、請求項 1、2、3、4、5、6、又は 7 記載の光応用生体測定法。

【請求項 9】 生体に対して光を照射し、生体より放出される光を 2 次元検出器で検出し、検出画像を用いて生体情報を測定する測定装置において、複数の測定波長で生体の 2 次元の測定画像データを測定する画像測定手段と、前記測定波長と同じ測定波長で求めた少なくとも一画素の基準画像データを有し、前記測定画像データ及び

基準画像データに測定波長毎に異なる所定の重みを掛けて足し合わせる演算を画素単位で行い、生体組織に関する絶対量の二次元情報を算出する画像演算手段とを備える、光応用生体測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、光応用生体測定法及び光応用生体測定装置に関し、生体内の各部分における酸素化ヘモグロビンや脱酸素化ヘモグロビン等の生体組織の絶対量を 2 次元的に測定するものであり、生体の組織の正常、異常の診断に適用することができるものである。

【0002】

【従来の技術】生体等の被検体に光を照射し、被検体によって散乱、反射、吸収された光を受光し、被検体の組織を光学的に測定する光学的測定方法や装置が知られている。この光学的測定に関して従来より種々の技術が提案されている。以下、光学的測定の従来技術の例を列挙する。生体等に可視光から近赤外線の波長の光を照射し、生体内部で吸収あるいは散乱した後、生体内部から出てくる光を受光し、この検出光の吸収スペクトルを測定することによって、生体の組織を調べたり診断する生体モニターが知られている。この生体モニターとして酸素モニターが知られている。酸素モニターは、酸素と結合した酸素化ヘモグロビン（オキシヘモグロビン）と酸素が離れた脱酸素化ヘモグロビン（デオキシヘモグロビン）とのスペクトルの相違を用いて、酸素化ヘモグロビンや脱酸素化ヘモグロビンの相対変化や絶対量を無侵襲により測定するものである。

【0003】一般に生体測定では、含有濃度が既知あるいはゼロ濃度でありながら、他の光学特性が生体と同じ特性を持った基準物質が得られないため、特定時刻の値からの相対変化量を得ることは比較的容易であるが、絶対量を測定することは難しい。そこで、絶対量の測定については、組成が均一であることを仮定した上で、複数の検出器を光源からの距離を異ならせて配置し、該複数の検出器の複数の出力を用いて求めるものが提案されている。この絶対量測定を 2 次元に適用する場合には、光源と検出器の組み合わせが複数組み合わせが必要であり、多数の光源及び検出器を被検体に配置しなければならない。

【0004】また、2 次元検出器や多数の検出器の 2 次元的に配置することによって、2 次元の画像出力あるいは 2 次元画像に近似した出力を得るものも提案されているが、この場合に得られる出力は単に 2 次元画像に過ぎず、絶対量についての情報は含まれていない。この他、光学的測定装置の測定深度の点について、反射測定で測定される測定深さは、波長と送光点と受光点との距離に依存することが知られている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】光学的測定装置におい

て、皮膚等の生体の浅い部分の血管や血流の状態を診断することが求められる場合がある。このような生体の浅い部分の血管や血流が正常であるか否かを判断するには、測定深度の浅い部分において、その測定時における絶対量の二次元的情報が必要である。しかしながら、上記したような従来の光学的測定において、被検体からの反射光や透過光を2次元検出器で検出して2次元の画像を求める方法では、基準値が得られないため測定値は相対的なものであって絶対量を得ることができず、求めた画像は単に時間変化を示しているに過ぎず、血管や血流の状態の診断に対して意味のあるものとならない。

【0006】また、前記した絶対量の測定方法を用いて二次元的情報を得るには、光源からの距離を異ならせて複数の検出器を配置すると共に、各検出器について絶対量を求める演算が必要となる。そのため、被検体に応じて多数の光源及び検出器の配置や設置間隔を変更したり、該配置に基づいて多数の検出信号の演算処理を設定すると共に該演算を実行する必要がある。被検体は、各被検体によっても、また同一の被検体であっても測定条件によって異なるため、各測定毎に調整が必要となる。そのため、装置構成が複雑化したり演算時間が長時間化するといった問題が生じる。また、前記した絶対量測定では、被検体の組成が均一であることを仮定しているため、組成が不均一な場合には測定値が有意なものとはいえず、正確な診断を行うことができないという問題もある。

【0007】そこで、本発明は前記した従来の問題点を解決し、多数の検出器を必要とせず、単一の2次元検出器で得られる被検体の2次元画像情報によって、測定時における絶対量を簡易に短時間で得ることができる光学的測定装置を提供することを目的とし、生体の組織状態を診断することができる光学的測定装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明は、被検体を2次元検出器で検出して得られる2次元の測定画像データと、被検体と独立して得られる基準画像データとをそれぞれ複数の測定波長で求め、この複数の測定波長による測定画像データと基準画像データとを用いて演算を行うことによって、測定時における絶対量を得るものであり、これによって血管状態や血流状態等の生体の組織状態の診断に供する。生体情報の1例として、患者の血管が細くなったり詰まるといった狭窄状態等に関する情報がある。この方法では生体の特定時刻からの変化量ではなく、その時点の値が得られるので、被検体に負荷を加える操作を省略できる点に特徴がある。

【0009】本発明の光応用生体測定法は、生体に対して光を照射し、生体より放出される光を2次元検出器で検出し、検出画像を用いて生体情報を測定する測定法において、複数の測定波長による生体の複数画素の測定画

像データと、測定波長と同じ測定波長による少なくとも一画素の基準画像データとを求め、測定画像データ及び基準画像データに対して測定波長毎に異なる所定の重みを掛けて足し合わせる演算を画素単位で行い、生体組織に関する絶対量の二次元情報を算出する。また、本発明の光応用生体測定装置は、本発明の光応用生体測定法を実施する測定装置であり、生体に対して光を照射し、生体より放出される光を2次元検出器で検出し、検出画像を用いて生体情報を測定する測定装置において、複数の測定波長で生体の2次元の測定画像データを測定する画像測定手段と、測定波長と同じ測定波長で求めた少なくとも一画素の基準画像データを有し、測定画像データ及び基準画像データに測定波長毎に異なる所定の重みを掛けて足し合わせる演算を画素単位で行い、生体組織に関する絶対量の二次元情報を算出する画像演算手段とを備える。

【0010】基準画像データ及び測定画像データを求める複数の測定波長の波長値、及び測定波長の個数は、求める生体情報に応じて定めることができる。また、生体組織に関する絶対量の二次元情報を求めるための画像演算の演算内容は、画像データのデータ種やデータ個数、及び求める生体情報の内容に応じて定める。

【0011】図1は本発明の光応用生体測定の概略構成を説明するための図である。図1において、光源11による照射によって被検体10unk及び反射率が一定の基準体10stdから放出される放出光を2次元検出器等の検出器21で検出し、被検体10unkについて複数の波長（波長 λ_1 ～波長 λ_n ）の測定画像データD1(unk), D2(unk), ..., Dn(unk)を求め、基準体10stdについて同じ複数の波長（波長 λ_1 ～波長 λ_n ）の基準画像データD1(std), D2(std), ..., Dn(std)を求める。反射率が一定の基準体10stdは、2次元検出器の測定レンジ内であれば任意の反射率とすることができ、例えば白やグレーの紙を用いることができる。なお、検出ノイズのレベルと検出信号のレベルとの比率を考慮すると、基準体の反射率は被検体と同程度のものが望ましい。

【0012】ここで測定画像データD1(unk), D2(unk), ..., Dn(unk)は一つの数値ではなく、画素行列を代表して表すものとする。例えば、100×100の1万画素による画像の場合には、D1(unk)は本来縦・横100行×100行の行列で表される総画素数10000個の量を有する。ここでは、表記を簡略化するために、その内の一つの画素を代表してD1(unk)と表すことにする。従って、計算中にD1(unk), D2(unk), ..., Dn(unk)が現れるときは、同様の数値が行列の総画素数だけ有することを意味する。また、基準画像データD1(std), D2(std), ..., Dn(std)も一つの数値ではなく、画素単位のデータを表す。なお、基準画像データは、測定画像データ

の全画素に対応して同じ画素数のデータを有する形態とすることも、あるいは測定画像データの複数の画素に対して1つのデータを対応させる形態とすることもでき、測定画像データの全画素に対して1つの基準画像データを対応させることもできる。基準画像データは、被検体の測定の前または後、あるいはあらかじめ求めておくこともできる。

【0013】生体組織に関する絶対量の二次元情報を算出する画像演算では、測定画像データ及び基準画像データに対して測定波長毎に異なる所定の重みを掛けて足し合わせる演算を画素単位で行う。演算fは画像演算の一例であり、複数の波長 $\lambda_1 \sim \lambda_n$ の画像データ中から波長 $\lambda_1 \sim \lambda_m$ の測定画像データD1 (unk) \sim Dm (unk) と基準画像データD1 (std) \sim Dm (std) を用い、測定画像データと基準画像データとの差において、異なる波長間で所定の重みを掛けて足し合わせる演算を行ない、これを基にして生体情報を求める。なお、演算内容や演算中の重みは、求める生体情報や波長に対応する。基準画像データD1 (std) \sim Dm (std) が各波長において1画素のデータのみである場合には、測定画像データD1 (unk) \sim Dm (unk) の各画素データに対して波長毎に1つのデータを用いて演算を行う。

【0014】本発明は、反射率が一定の基準体を測定して得られる基準画像データと、被検体から得られる測定画像データとの間で画像演算を行うものであり、これによって、光源の光強度や光源と被検体との距離、あるいは被検体と二次元検出器との距離など、被検体を光学的に測定する光学的測定条件の変化によって測定画像データが変動しても、同様に測定条件の変化を受ける基準画像データによって該測定条件の変化を補償し、測定時点での絶対量を求めることができる。

【0015】基準画像データは、以下に示すような各種の態様で求めることができる。第1の態様の基準画像データは、反射率が均一な基準体を複数の測定波長で複数画素によって生体の測定と独立して求める。この態様の基準画像データは測定画像データの各画素に対応するデータを備え、絶対量の二次元情報は、測定画像データと

[OxyHb]

$$=k_1 \times D1(\text{unk}) + k_2 \times D2(\text{unk}) - k_1 \times D1(\text{std}) - k_2 \times D2(\text{std})$$

[deOxyHb]

$$=k_3 \times D1(\text{unk}) + k_4 \times D2(\text{unk}) - k_3 \times D1(\text{std}) - k_4 \times D2(\text{std})$$

… (1)

なお、D1 (unk)、D2 (unk) は波長 λ_1 、 λ_2 の測定画像データの1画素を代表する値を示し、D1 (std)、D2 (std) は波長 λ_1 、 λ_2 の基準画像データの1画素を代表する値を示している。上記D1、D2などの量は2次元検出器の各画像の出力そのもの、または暗信号を差し引いたもの、あるいは対数変換後の量である。

【0018】上記式(1)において、[OxyHb] はオ

対応する画素の基準画像データとの間で行う演算で算出する。第1の態様では、基準体と被検体の光学的測定条件を同一とすることによって、光源や2次元検出器との距離に伴うデータ値の変化を補償することができる。第2の態様の基準画像データは、反射率が均一な単一の基準体を生体上に置き、複数の測定波長によって単一箇所の画像データを検出し、単一の画素の画像データまたは複数の画素から算出される画像データを単一の基準画像データとして求める。この態様の基準画像データは単一の基準画像データであり、絶対量の二次元情報は、測定画像データの各画素と単一の基準画像データとの間で行う演算によって算出する。

【0016】第3の態様の基準画像データは、反射率が均一な基準体を生体上に複数置き、複数の測定波長によって複数箇所の画像データを検出し、複数箇所の画像データを補間演算することによって二次元の基準画像データを求める。この態様の基準画像データは二次元の基準画像データであり、測定画像データと対応する画素の基準画像データとの間で行う演算によって算出する。第4の態様の基準画像データは、生体上の時間変化の少ない箇所において複数の測定波長で検出した画像データを単一の基準画像データとして求める。この態様の基準画像データは単一の基準画像データであり、絶対量の二次元情報は、測定画像データの各画素と単一の基準画像データとの間で行う演算によって算出する。

【0017】本発明において、測定波長は400nmから1000nmの間の少なくとも二つの波長とし、該2波長で求めた測定画像データ及び基準画像データを用いて、オキシヘモグロビン量又はデオキシヘモグロビン量を求める。オキシヘモグロビンの絶対量 [OxyHb] 又はデオキシヘモグロビンの絶対量 [deOxyHb] は、以下の式(1)に示すように、2波長(λ_1 、 λ_2)の測定画像データD1 (unk)、D2 (unk) 及び基準画像データD1 (std)、D2 (std) から得られる4つの画像データについて各画素の値に所定の重み k_1 、 k_2 、 k_3 、 k_4 を掛け、これらを加減算する演算処理を行って求める。

キシヘモグロビンの絶対量の画素値、[deOxyHb] はデオキシヘモグロビンの絶対量の画素値である。[OxyHb] の値は、測定画像データと基準データの2波長成分から得られる4つの画素値D1 (std)、D2 (std)、D1 (unk)、D2 (unk) に、重みとして($-k_1$ 、 $-k_2$ 、 k_1 、 k_2)を掛けて足しあわせる処理によって得られる。また、[deOxyHb] の値は、同じ元の画素値D1 (std)、D2 (std)、D1 (unk)、D2 (unk)

に重みとして $(-k_3, -k_4, k_3, k_4)$ を掛けて足しあわせる処理によって得られる。なお、上記演算を各画素毎に行うため、得られる画像は、オキシヘモグロビンあるいはデオキシヘモグロビンの絶対量を各画素とする画像である。

【0019】本発明で求めた生体に関する二次元情報を画像化することにより、生体情報を目視で確認することができ、例えば、血管分布中に血管閉塞等が存在する場合において、デオキシヘモグロビンやオキシヘモグロビンについて測定時点の状態を画像で確認でき、血管閉塞のような生体状態を診断することができる。本発明によれば、測定時点の絶対値を求めることができるため、従来の相対値を測定して行う診断のように生体の血流状態を変化させる必要がなく、カフによる結縛等の操作を不要とすることができる。

【0020】また、本発明の他の形態は、本発明の光応用生体測定で測定した複数波長画像データの1つの画像データを基にして外形画像を形成し、該外形画像に多波長の画像データから求めた画像を重ねて表示する。この表示によって、生体情報の位置確認が容易となるという効果を奏することができる。この際、外形画像は元の多波長画像の1つを使うだけなので余分のハード装置を要さず、外形画像と機能画像との重ね合わせができるという大きな利点がある。

【0021】本発明によれば、生体組織の各部分の酸素供給の活性度分布を画像表示することができ、パターンから血管の閉塞等の異常判断を行うことができる。また、本発明によれば、X線や造影剤を必要としないため、生体に対する影響を減少させることができ、治療効果の判断等において繰り返し測定に好適な測定を行うことができる。本発明によれば、2次元検出器の適用によ

$$\text{波長1: } \lambda_1 \quad \varepsilon_{\text{oxy}} \lambda_1 \cdot X + \varepsilon_{\text{deo}} \lambda_1 \cdot Y + E = \Delta \text{ABS} \lambda_1$$

$$\text{波長2: } \lambda_2 \quad \varepsilon_{\text{oxy}} \lambda_2 \cdot X + \varepsilon_{\text{deo}} \lambda_2 \cdot Y + E = \Delta \text{ABS} \lambda_2$$

$$\text{波長3: } \lambda_3 \quad \varepsilon_{\text{oxy}} \lambda_3 \cdot X + \varepsilon_{\text{deo}} \lambda_3 \cdot Y + E = \Delta \text{ABS} \lambda_3$$

なお、 $X = [\text{OxyHb}]$ 、 $Y = [\text{deOxyHb}]$ 、 E = 波長に依存しない光の吸収項であり、 ΔABS は生体画像と基準画像との差を示している。

$$X = k_1 \cdot \Delta \text{ABS} \lambda_1 + k_2 \cdot \Delta \text{ABS} \lambda_2 + k_3 \cdot \Delta \text{ABS} \lambda_3$$

$$Y = k_4 \cdot \Delta \text{ABS} \lambda_1 + k_5 \cdot \Delta \text{ABS} \lambda_2 + k_6 \cdot \Delta \text{ABS} \lambda_3$$

$$E = k_7 \cdot \Delta \text{ABS} \lambda_1 + k_8 \cdot \Delta \text{ABS} \lambda_2 + k_9 \cdot \Delta \text{ABS} \lambda_3 \quad \dots (1')$$

ここで、 $\Delta \text{ABS} \lambda_1$ は $\Delta \text{ABS} \lambda_1 = -\log$ (暗信号補正後の被検体から得られる信号/暗信号補正後の基準面から得られる信号)である。

【0025】式(1')は、形式上は波長が1つ余分に必要な点を除けば、式(1)と同様の形式となる。なお、式中の検出異数は異なる。なお、2波長しか測定できない系の場合には、 E の補正信号を使用した上で、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの2つを同時に含む差信号に限ることによって変数を減らし、この差信号に対して波長に依存しない変動分を除去する上記方

って2次元の画像データを取得することができるために、多数の送受光器が不要であり、装置を小型とすることができる他、装置の価格を抑えることができ、また、測定に試薬を要さないため、検査の経費を抑制することができる。

【0022】さらに、本発明の光応用生体測定において、検出信号に含まれる波長に依存しない変動分を除去する以下の方法を適用することができる。本発明の発明者は、光応用生体測定の評価を行い、検出信号に波長に依存しない変動分が含まれる点、及び該変動分を除去する方法を見出した。基準の物体は通常平面であるのに対して、被検体は通常立体である。そのため、被検体の面の内で、例えば光源に対して斜めになっている部分は陰となり、照射される光の強度は弱くなる。そのため、被検体の陰の部分は基準の物体の平面に対比して照射条件が異なることになる。このため、前記の式(1)において同じ係数を用いて演算を行うと、影の部分に大きな誤差が生じることになる。この被検体の凹凸による検出信号の変動分は波長に依存しない成分である。

【0023】そこで、この波長に依存しない変動分を除去するために、変数として、オキシヘモグロビン及びデオキシヘモグロビンに加えて、波長非依存性変動分の変数を追加し、合計変数を3とする連立方程式を解くことによって、オキシヘモグロビン及びデオキシヘモグロビンから波長に依存しない変動分を除去する。この連立方程式は変数の個数が3であるため、解を得るには測定波長は最低3波長を必要とする。以下、3波長の場合について説明する。3つの変数として、オキシヘモグロビンを X 、デオキシヘモグロビンを Y 、波長非依存性変動分を E として以下に示す連立方程式をたて、

【0024】上記連立方程式を解くことによって、その解として以下の式(1')のオキシヘモグロビン(X)、デオキシヘモグロビン(Y)を得る。

法を適用することができる。上記の方法によって、絶対値測定に特有な、被検体の陰の部分に起こる誤差を軽減することができる。

【0026】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図を参照しながら詳細に説明する。本発明の光応用生体測定を実施する一構成例は、図2に示す構成とすることができる。図2は本発明の光応用生体測定の概略構成を説明するための図であり、2波長で測定する例を示している。図2において、光応用生体測定装置1は画像測定手

段2と画像演算手段3、及び得られた画像を表示する画像表示処理手段4とを備える。画像測定手段2は、光源11による照射によって被検体10unk及び基準体10stdから放出される放出光を2次元検出器等で検出し、2波長(波長 λ_g 、波長 λ_r)の画像データを出力する光検出手段21と、該画像データを取得する画像データ取得手段20とを備える。光源11及び基準体10stdの反射率は、検出光の光強度は、2次元検出器の測定レンジ内となるものとする。一定の反射率を備える基準体10stdとして、白あるいはグレーの部材を用いることができる。

【0027】本発明によってオキシヘモグロビン量又はデオキシヘモグロビン量を求める場合には、400nmから1000nmの少なくとも二つの波長を測定波長とし、該2波長で求めた測定画像データD(unk)及び基準画像データD(std)を用いて画像演算を行う。図3はオキシヘモグロビン及びデオキシヘモグロビンの波長スペクトルの概略図である。図3の波長スペクトルに現れるピーク位置において、例えばオキシヘモグロビンの1つピーク位置である554nmを測定波長 λ_g とし、デオキシヘモグロビンの1つピーク位置である578nmを測定波長 λ_r とする。なお、測定波長はこの波長値

[OxyHb]

$$=-k_1 (\log (D_g (\text{std}) / D_g (\text{unk})) - k_2 (\log (D_r (\text{std}) / D_r (\text{unk})))$$

[deOxyHb]

$$=-k_3 (\log (D_g (\text{std}) / D_g (\text{unk})) - k_4 (\log (D_r (\text{std}) / D_r (\text{unk})))$$

… (2)

の演算を行なって、オキシヘモグロビンの絶対量の画素値 [OxyHb]、及びデオキシヘモグロビンの絶対量の画素値 [deOxyHb] を算出する。画像表示処理手段4は、画像演算手段3で求めたオキシヘモグロビンやデオキシヘモグロビンの絶対量を画像化し表示する。ここ

[OxyHb]

$$=-89.7 (\log (D_g (\text{std}) / D_g (\text{unk})) + 124.5 (\log (D_r (\text{std}) / D_r (\text{unk})))$$

[deOxyHb]

$$=143.3 (\log (D_g (\text{std}) / D_g (\text{unk})) - 94.9 (\log (D_r (\text{std}) / D_r (\text{unk})))$$

なお、 $D_g (\text{std})$ 、 $D_r (\text{std})$ は554nm及び578nmの基準画像であり、 $D_g (\text{unk})$ 、 $D_r (\text{unk})$ 554nm及び578nmの生体画像である。

【0031】次に、図4を用いて基準画像データを求める例について説明する。図4(a)は、反射率が均一な基準体を複数の測定波長で複数の画素によって生体の測定と独立して求める例である。この例では、被検体と同程度の大きさの基準体を用意し、光源強度や、光源や2次元検出器との間の位置関係等の光学的測定条件を被検体と同条件として画像データを求め、基準画像データD

に限るものではなく、他の波長値を用いることもできる。

【0028】画像データ取得手段20は、基準体10stdから波長 λ_g 、波長 λ_r による基準画像データ $D_g (\text{std})$ 、 $D_r (\text{std})$ と、被検体10unkから波長 λ_g 、波長 λ_r の画像データ $D_g (\text{unk})$ 、 $D_r (\text{unk})$ を取得し、画像演算手段3はこの4種の画像データを用いて演算処理を行う。ここで、画像データ $D_g (\text{std})$ 、 $D_r (\text{std})$ 、 $D_g (\text{unk})$ 、 $D_r (\text{unk})$ は一つの数値ではなく、画素行列を代表して表すものとする。なお、ここで各画素の信号値は、CCDの各画素を代表して表しており、例えば512×600のCCDでは30万画素の各画素は受光像に応じた信号値をそれぞれ持つことになる。また、波長 λ_g における画素の信号値 D_g 及び波長 λ_r における画素の信号値 D_r の大きさは、12ビット信号の場合には、 $0 \leq D_g, D_r \leq 4095 (=2^{12})$ の範囲内の整数値であり、 D_g, D_r の値が小さい場合は光強度が弱いことを示し、 D_g, D_r の値が大きい場合は光強度が強いことを示している。

【0029】画像演算手段3は式(1)において D_1 を D_g とし D_2 を D_r として得られる以下の式(2)

で、 D_g, D_r は通常暗信号を差し引いた量である。

【0030】なお、554nmを測定波長 λ_g とし578nmを測定波長 λ_r としたときの係数 k_1, k_2, k_3, k_4 はそれぞれ89.7, -124.5, -143.3, 94.9となり、以下の式で表される。

(std)とする。なお、被検体を測定して得られる測定画像データは $D (\text{unk})$ とする。図4(b)は、反射率が均一な単一の基準体を被検体上に置き、複数の測定波長によって単一箇所の画像データを検出する例である。この例では、反射率が均一な小片を用意して被検体上に置き、被検体と同じ光学的測定条件で基準体の画像データを求め、基準画像データ $D (\text{std})$ とする。

【0032】図4(c)、(d)は、反射率が均一な基準体を被検体上に複数個配置し、複数の測定波長によって複数箇所の画像データを検出する例である。この例で

は、反射率が均一な小片を複数の用意して被検体上に所定間隔で置き、被検体と同じ光学的測定条件で基準体の画像データを求め、求めた複数の画像データを用いて内挿演算あるいは外挿演算等の補間演算によって二次元の基準画像データを求め、基準画像データD (std) とする。図4 (e) は、被検体上の時間変化の少ない箇所において複数の測定波長で検出した画像データを単一の基準画像データとして求める例である。一般に、生体において、血流の時間変化が少ない場所があることが知られている。この例は、このような変化の少ない箇所を基準とする例であり、被検体の測定データの一部を基準画像データD (std) とする。

【0033】本発明による測定では、基準画像データと測定画像データについて種々の組み合わせを採用することができる。以下、基準画像データと測定画像データとの組み合わせについて図5、6を用いて説明する。なお、図5、6では2波長の場合について示している。図5 (a)、(b) は、複数の被検体に対して1つの基準体を用いる例である。図5 (a) において、被検体A、B、Cに対して1つの基準体を用意し、1基準体で求めた基準画像データDg (std)、Dr (std) を各被検体A、B、Cの測定画像データDg (unkA)、Dr (unkA)、Dg (unkB)、Dr (unkB)、Dg (unkC)、Dr (unkC) に対して共通に用い、DA、DB、DCを求める。また、図5 (b) は予め基準画像データDg (std)、Dr (std) を用意しておく例である。図5

(a)、(b) の例は、複数の被検体の測定において、光学的測定条件の変動が少ない場合に適用することができる。この態様は、集団検診等の多数の被検体を短時間で測定する場合に好適である。

【0034】図6は、各被検体に対してそれぞれ基準体を用いる例である。図6において、被検体A、B、Cに対してそれぞれの基準体a、b、cを用意し、基準体aで求めた基準画像データDg (stda)、Dr (stda) を被検体Aの測定画像データDg (unkA)、Dr (unkA) に組み合わせ、基準体bで求めた基準画像データDg (stdb)、Dr (stdb) を被検体Bの測定画像データDg (unkB)、Dr (unkB) に組み合わせ、基準体cで求めた基準画像データDg (stdc)、Dr (stdc) を被検体Cの測定画像データDg (unkC)、Dr (unkC) に組み合わせ、DA、DB、DCを求める。図6の例は、複数の被検体の測定において、光学的測定条件の変動が大きい場合に適用することができ、各測定毎に基準画像データを求めることによって、光学的変動を補償することができる。

【0035】図7、8は2波長を測定する場合の光検出手段の構成例であり、図7は複数の光学系を用いた構成例であり、図8は単体の光学系を切替える構成例である。図7に示す第1の構成例において、光検出手段21

は、被検体10からの放出光を2つの光路に分岐するレンズ系21a、21bと、分岐した2つの光路をCCDカメラ25側に導くためのレンズ系22と、分岐した2つの光路の光から第1の波長成分と第2波長成分をそれぞれ分離する第1波長用フィルター23a、第2波長用フィルター23bとを備える。第1波長用フィルター23a及び第2波長用フィルター23bで取り出された各波長成分の各中間像24a、24bは、CCDカメラ25上において第1波長の受光部26a及び第2波長の受光部26bで受光される。各受光部26a、26bは、それぞれ2次元検出器で構成することができ、各画素毎に検出される光強度によって画像データを取得する。図8に示す第2の構成例において、光検出手段21は、被検体10からの放出光を導く1系統のレンズ系21、22と、第1の波長成分と第2波長成分にそれぞれ分離する第1波長用フィルター23a、第2波長用フィルター23bと、CCDカメラ25を備え、第1波長用フィルター23aと第2波長用フィルター23bを光路に対してそれぞれ単独で導入可能な構成とする。図8 (a) は第1波長用フィルター23aを光路上に導入した場合を示し、図8 (b) は第2波長用フィルター23bを光路上に導入した場合を示している。第1波長用フィルター23a又は第2波長用フィルター23bで取り出された各波長成分の各中間像24a (図8 (a))、中間像24b (図8 (b)) は、CCDカメラ25上において受光部26で受光される。受光部26は2次元検出器で構成し、各画素毎に検出される光強度によって画像データを取得する。第1波長用フィルター23a及び第2波長用フィルター23bは、交互に光路上に移動させることによって、導入することができる。

【0036】次に、本発明の光応用生体測定によってオキシヘモグロビン及びデオキシヘモグロビンの絶対量を求めて画像化した例を図9に示す。図9において、左方に示す図はオキシヘモグロビン量を示す画像であり、右方に示す図はデオキシヘモグロビン量を示す画像である。いずれも左手については200mmHgで2分間虚血状態とし、右手については人差し指を結紮して虚血状態としている。この画像例によれば、デオキシヘモグロビン量を示す画像において、生体の虚血状態にある部分と虚血状態にない部分とを、明瞭に識別することができる。したがって、本発明の光応用生体測定によれば、生体組織の各部分の酸素供給の活性度分布を画像表示することができ、血管の閉塞等の異常判断を行うことができる。

【0037】また、本発明によれば、2次元検出器の多波長の内の1つの波長の出力を用いて被検体の外形画像を求めることができ、該外形画像にオキシヘモグロビン量やデオキシヘモグロビン量等を重ねて表示することによって、血液状態を容易に確認することができる。例えば、白黒の濃淡画像による外形画像と、疑似カラーによ

る酸素状態の増減とを重ねて表示することができる。なお、外形画像は、フィルターを外して外形の画像を用いることも、あるいはフィルターを取り付けた状態で得た画像を用いることもできる。

【0038】

【発明の効果】以上説明したように、多数の検出器を必要とせず、単一の2次元検出器で得られる被検体の2次元画像情報によって、測定時における絶対量を簡易に短時間で得ることができ、また、生体の組織状態を診断することができる。また、波長依存性のない変動補正を組み合わせることによって、被検体で照明が暗くなった場合でも、陰の影響による誤差を軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の光応用生体測の概略構成を説明するための図である。

【図2】本発明の光応用生体測の概略構成を説明するための図である。

【図3】オキシヘモグロビン及びデオキシヘモグロビンの波長スペクトルの概略図である。

【図4】本発明の基準画像データを求める例を説明するための図である。

【図5】本発明の基準画像データと測定画像データとの組み合わせを説明するための図である。

【図6】本発明の基準画像データと測定画像データとの組み合わせを説明するための図である。

【図7】2波長を測定する場合において複数の光学系を用いた光検出手段の構成例である。

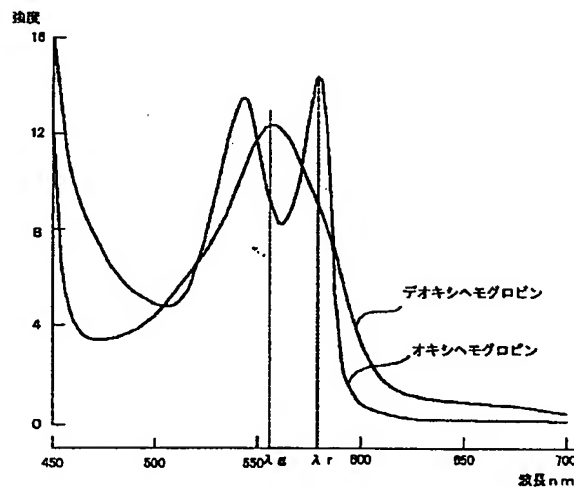
【図8】2波長を測定する場合において単体の光学系を切替える光検出手段の構成例である。

【図9】本発明によってオキシヘモグロビン及びデオキシヘモグロビンの絶対量を画像化した例である。

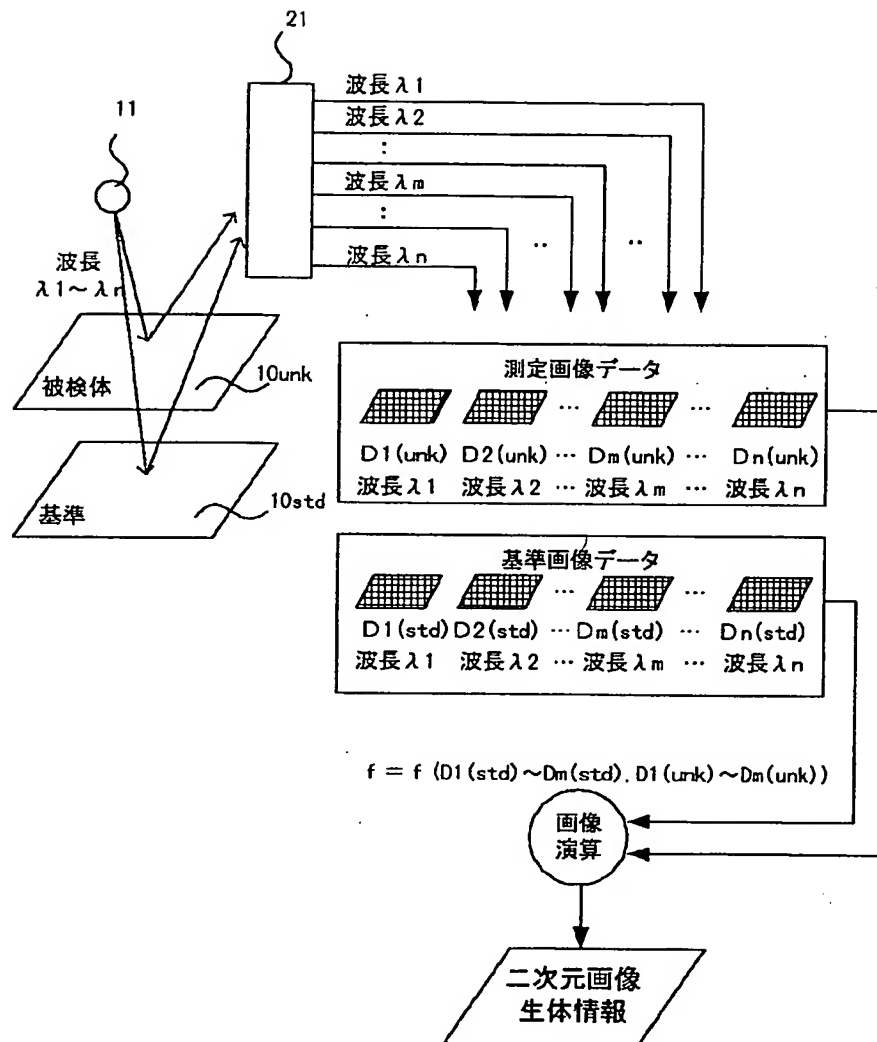
【符号の説明】

1…光応用生体測定装置、2…画像データ測定手段、3…画像演算手段、4…画像表示処理手段、11…光源、20…画像データ取得手段、21…光検出手段、21a、21b、22…レンズ系、23a、23b…フィルター、24a、24b…中間像、25…CCD、26、26a、26b…受光部。

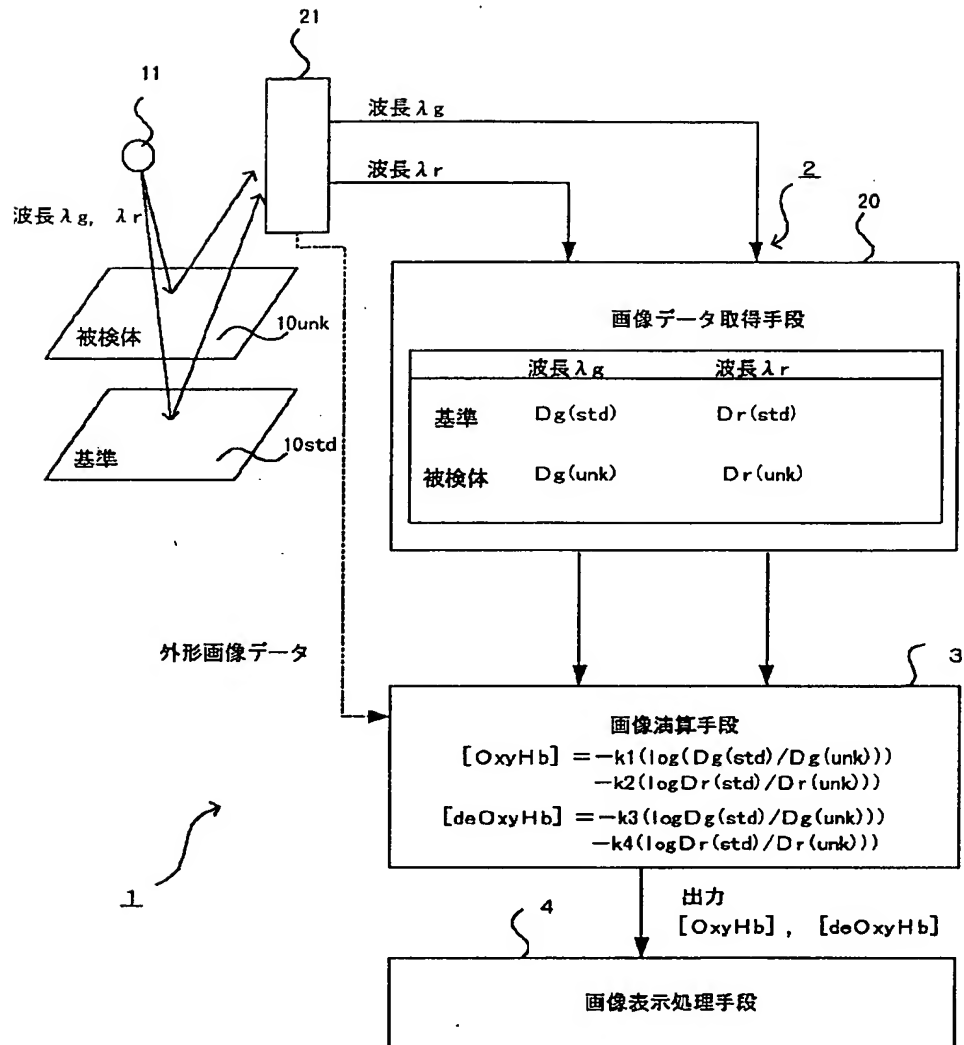
【図3】



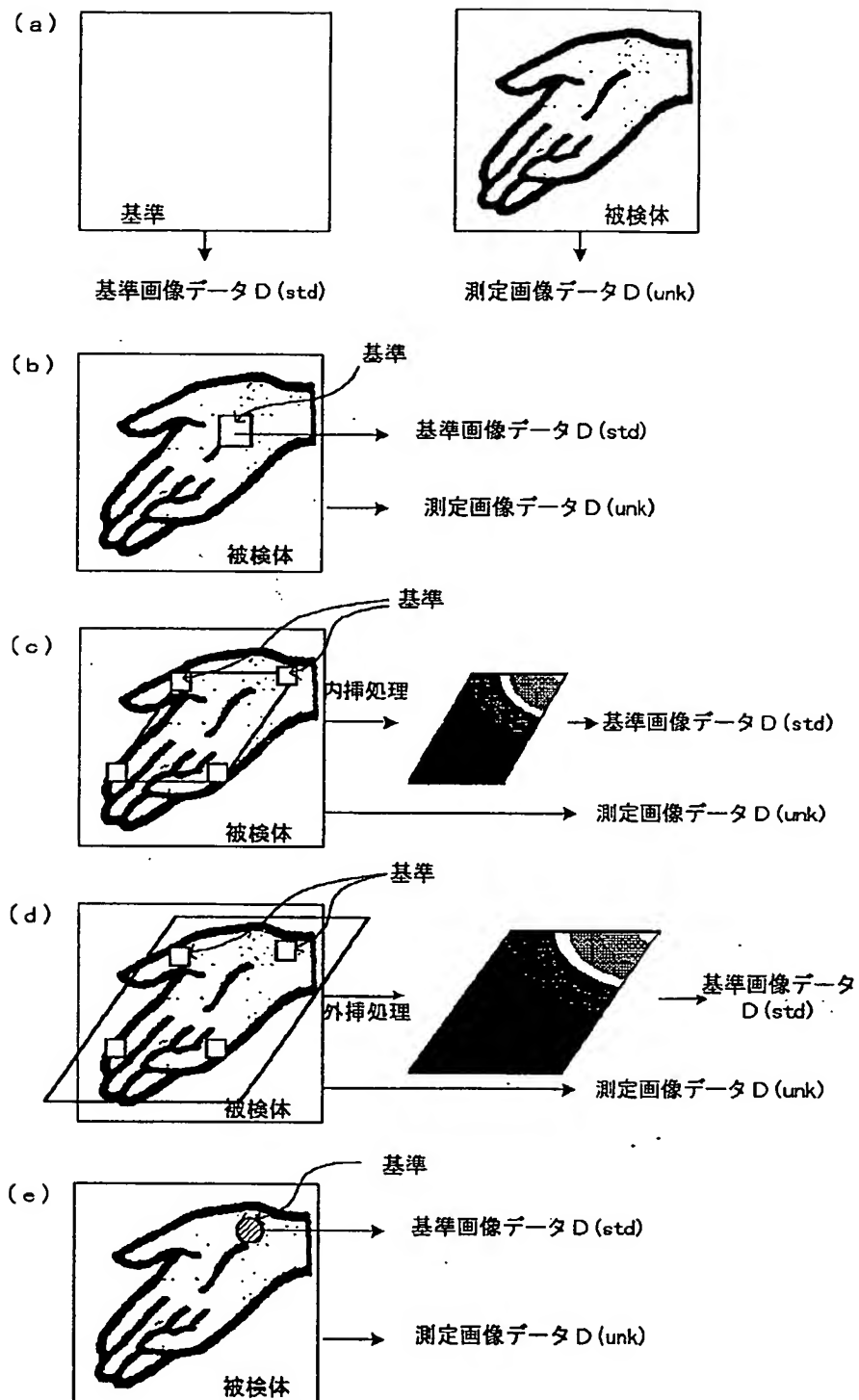
【図1】



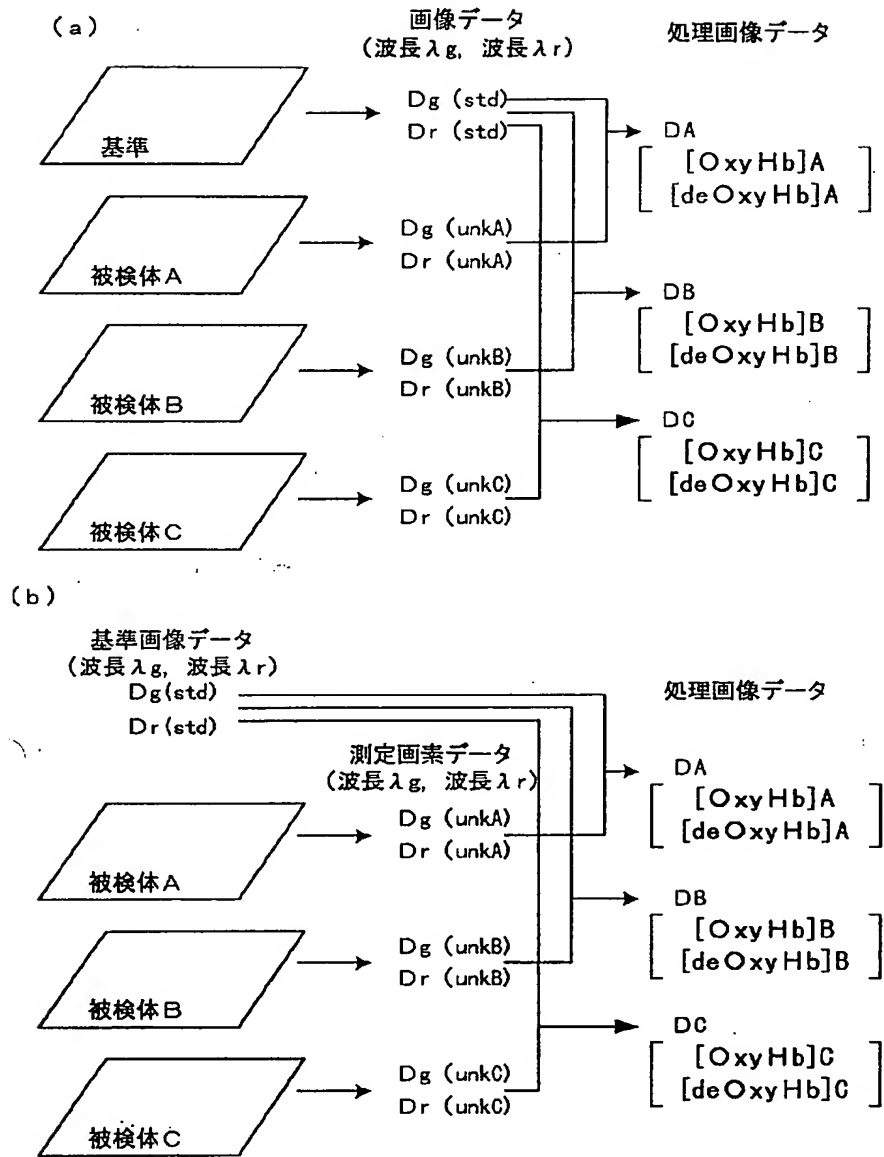
【図2】



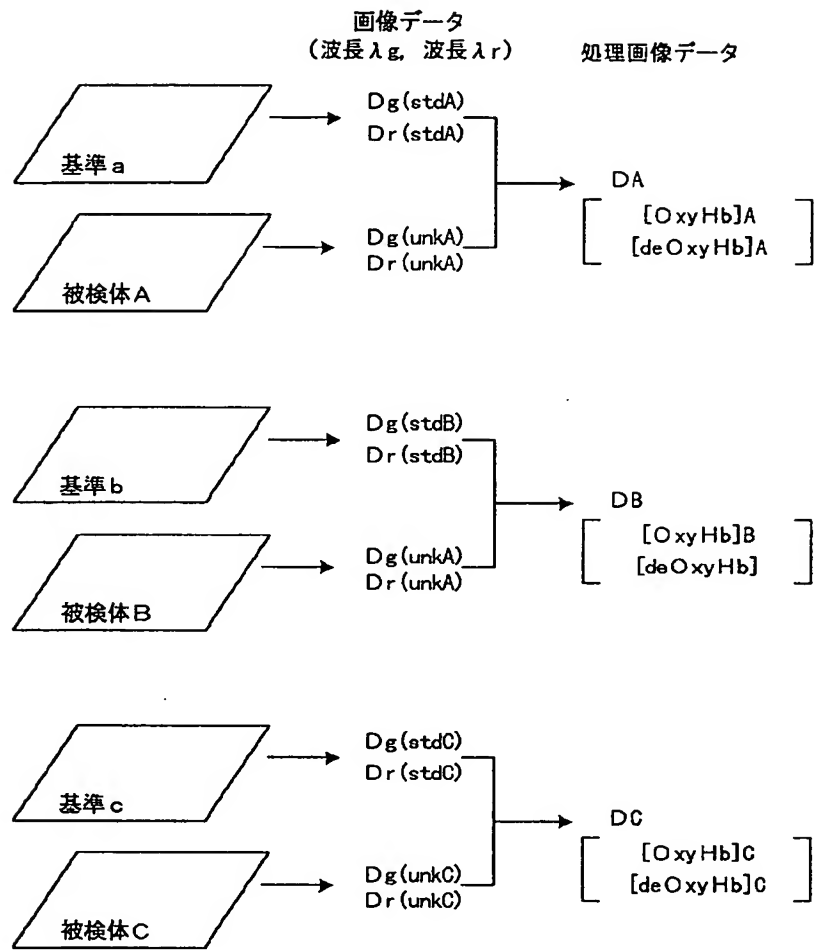
【図4】



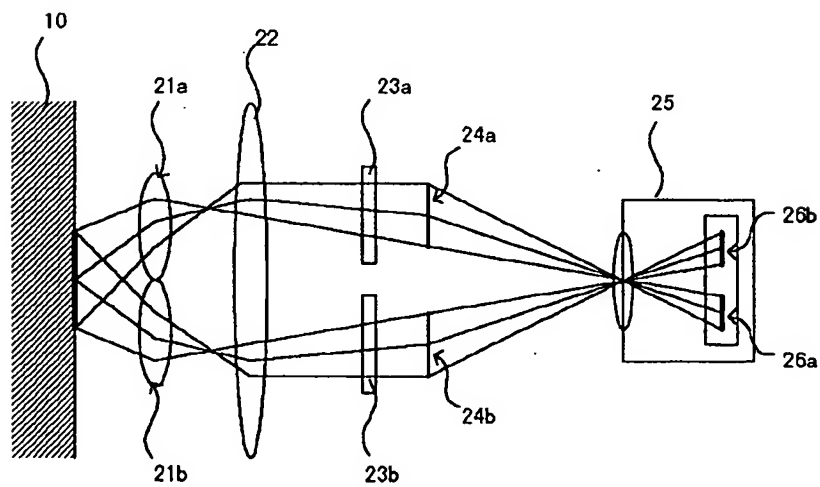
【図 5】



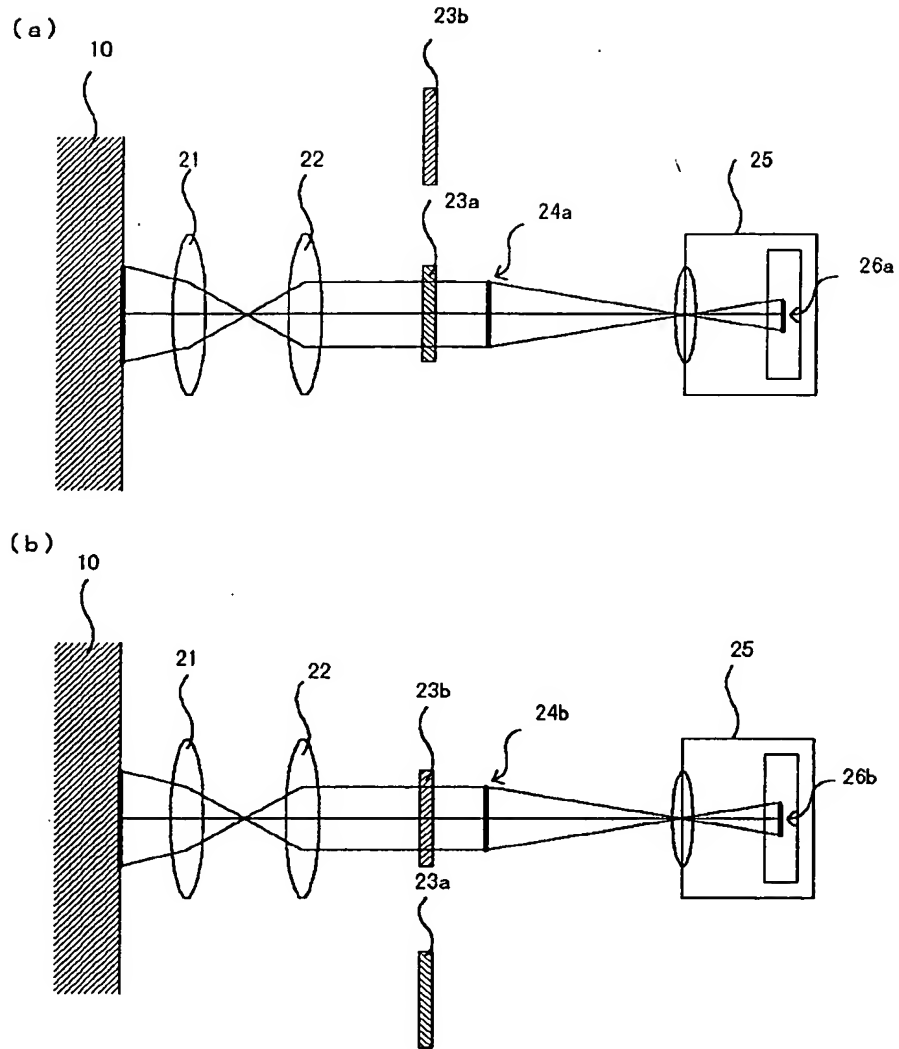
【図6】



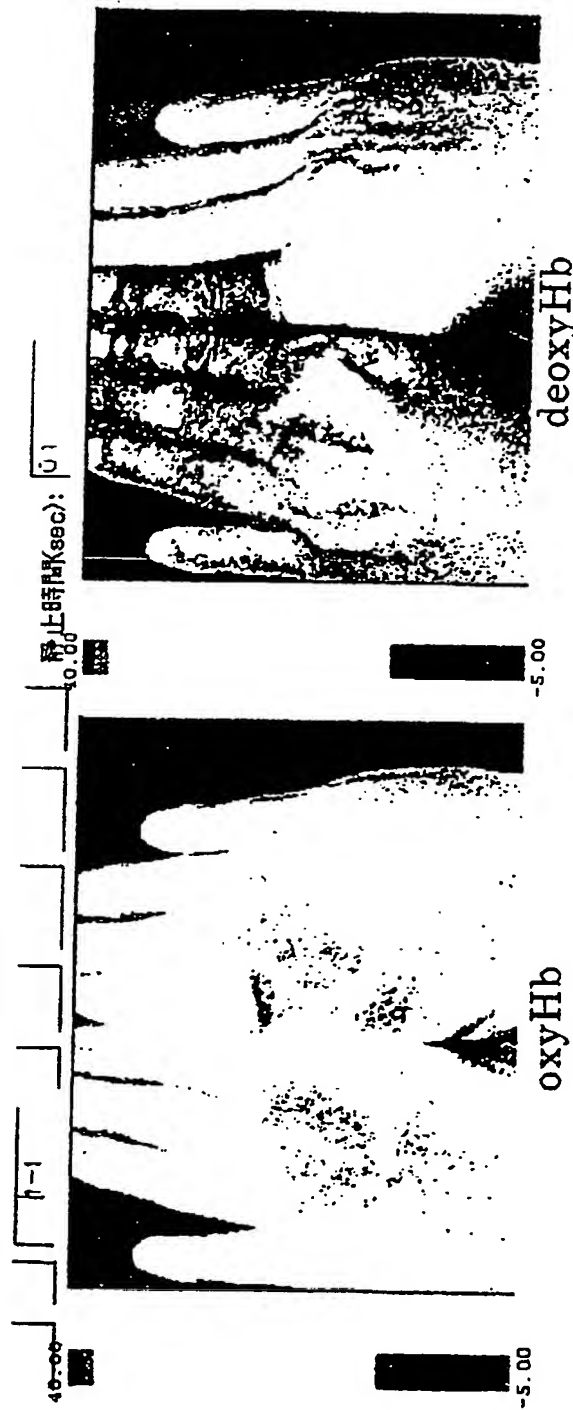
【図7】



【図 8】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 伊藤 康展
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
株式会社島津製作所内
(72)発明者 小西 郁夫
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
株式会社島津製作所内

Fターム(参考) 2G059 BB12 CC18 EE01 EE02 EE11
FF01 FF08 HH01 KK04 MM01
MM10
4C038 KK01 KL05 KL07
5B057 AA07 BA02 CE08 DA20 DB02
DB09 DC22

*** NOTICES ***

**JPO and INPIT are not responsible for any
damages caused by the use of this translation.**

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] In a measuring method which irradiates with light to a living body, detects light emitted by living body with a two-dimensional detector, and measures biological information using a detection image, It asks for two or more pixels measurement image data of a living body by two or more measured wavelengths, and at least 1 pixel of reference image data based on the same measured wavelength as said measured wavelength, An optical application somatometry method which performs an operation which applies different predetermined dignity for every measured wavelength to said measurement image data and reference image data, and is added to them by a pixel unit, and computes two-dimensional information on absolute magnitude about a body tissue.

[Claim 2] The optical application somatometry method according to claim 1 said two or more measured wavelengths are at least two wavelength of 400 to 1000 nm.

[Claim 3] The optical application somatometry method according to claim 1 reflectance detects a uniform reference body independently with a living body's measurement by two or more pixels with two or more measured wavelengths, asks for reference image data, and performs said operation in a pixel to which measurement image data and reference image data correspond.

[Claim 4] Reflectance puts a uniform single reference body on a part on a living body, and two or more measured wavelengths detect image data of a single part, The optical application somatometry method according to claim 1 for using as single reference image data image data computed from image data of a single pixel, or two or more pixels, and performing said operation between each pixel of measurement image data, and single reference image data.

[Claim 5] Every plurality and two or more measured wavelengths detect two or more

image data for a reference body with uniform reflectance on a living body, The optical application somatometry method according to claim 1 for asking for two-dimensional reference image data, and performing said operation between a pixel of measurement image data, and corresponding reference image data of a pixel by carrying out interpolating calculation of two or more image data.

[Claim 6]The optical application somatometry method according to claim 1 for using as single reference image data image data detected with two or more measured wavelengths in a part with few temporal changes on a living body, and performing said operation between each pixel of measurement image data, and single reference image data.

[Claim 7]The optical application somatometry method according to claim 1 or 2 a value relevant to biological information is the amount of oxyhemoglobins, or deoxyhemoglobin content.

[Claim 8]Claims 1, 2, 3, 4, 5, and 6 which perform said data processing by making a changed part independent of a value and wavelength relevant to biological information into a variable, and compute a value relevant to biological information which removed a changed part independent of wavelength, or an optical application somatometry method given in seven.

[Claim 9]A measuring device which irradiates with light to a living body, detects light emitted by living body with a two-dimensional detector, and measures biological information using a detection image, comprising:

An image measuring means which measures a living body's two-dimensional measurement image data with two or more measured wavelengths.

An image arithmetic means to have the reference image data of stroke matter at least, to perform an operation which applies dignity predetermined [for every measured wavelength / different] for which it asked with the same measured wavelength as said measured wavelength to said measurement image data and reference image data, and is added to them by a pixel unit, and to compute two-dimensional information on absolute magnitude about a body tissue.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention]This invention measures the absolute magnitude of body tissues, such as oxygenation hemoglobin in each portion in the living body, and deoxygenation

hemoglobin, in two dimensions about an optical application somatometry method and an optical application somatometry device.

It is applicable to diagnosis of the normality of a living body's organization, and abnormalities.

[0002]

[Description of the Prior Art]Analytes, such as a living body, are irradiated, the light reflected [for which were reflected and they were scattered about] and absorbed by analyte is received, and the optical measurement method and device which measure the organization of analyte optically are known. Various art is proposed from before about this optical measurement. Hereafter, the examples of the conventional technology of optical measurement are enumerated. After irradiating a living body etc. with the light of near-infrared wavelength from visible light and being absorbed or scattered about inside a living body, the living body monitor which questions a living body's organization or is diagnosed is known by receiving the light which comes out from the inside of a living body, and measuring the absorption spectrum of this detection light.

The oxygen monitor is known as this living body monitor. An oxygen monitor uses the difference of a spectrum with the oxygenation hemoglobin (oxyhemoglobin) combined with oxygen, and the deoxygenation hemoglobin (deoxyhemoglobin) which oxygen left, The relative change and absolute magnitude of oxygenation hemoglobin or deoxygenation hemoglobin are measured by non-invasion.

[0003]Generally, in somatometry, though content concentration is known or zero concentration, since the primary standard in which other optical properties had the same characteristic as a living body is not obtained, it is comparatively easy to obtain the amount of relative changes from the value of specific time, but it is difficult to measure absolute magnitude. Then, about measurement of absolute magnitude, after assuming that a presentation is uniform, the distance from a light source is changed, two or more detectors are arranged, and that for which it asks using two or more outputs of the detector of this plurality is proposed. When applying this absolute quantitation to two dimensions, more than one are constructed, and the combination of a light source and a detector is required and must arrange many light sources and detectors in analyte.

[0004]Although what obtains the output approximated to a two-dimensional generating picture or two-dimensional picture by arranging in two dimensions [detectors / a two-dimensional detector or / many] is proposed, the output obtained in this case is only a two-dimensional picture, and the information about absolute magnitude is not included. In addition, depending on the distance of wavelength, a light transmission point, and the point receiving light for the measurement depth measured by reflective

measurement about the point of the measurement depth of an optical measurement device is known.

[0005]

[Problem(s) to be Solved by the Invention]In an optical measurement device, diagnosing the blood vessel of the shallow portion of living bodies, such as the skin, and the state of a blood flow may be called for. In order to judge whether the blood vessel and blood flow of a shallow portion of such a living body are normal, in a portion with shallow measurement depth, the two-dimensional information on the absolute magnitude at the time of the measurement is required. However, in the method of a two-dimensional detector detecting the catoptric light and the transmitted light from analyte, and searching for a two-dimensional picture in the conventional optical measurement which was described above. Since a reference value is not acquired, measured value is relative, absolute magnitude cannot be obtained, and the picture searched for only shows the temporal change, and is not meaningful to diagnosis of the state of a blood vessel or a blood flow.

[0006]In order to acquire two-dimensional information using the measuring method of the above mentioned absolute magnitude, change the distance from a light source and two or more detectors are arranged, and the operation which calculates absolute magnitude about each detector is needed. Therefore, it is necessary to change arrangement and the installation interval of many light sources and a detector according to analyte, to set up data processing of many detecting signals based on this arrangement, and to perform this operation. Since analyte changes with measuring conditions whether it is based on each analyte or it is the same analyte and, adjustment is needed for every measurement. Therefore, the problem that an equipment configuration is complicated or calculation time long-time-izes arises. In the above mentioned absolute quantitation, since it assumes that the presentation of analyte is uniform, when a presentation is uneven, measured value cannot say it as a significant thing, but there is also a problem that exact diagnosis cannot be performed.

[0007]By then, the two-dimensional picture information of the analyte which this invention solves the above mentioned conventional problem, and does not need many detectors, but is obtained with a single two-dimensional detector. It aims at providing the optical measurement device which can diagnose a living body's tissue state for the purpose of providing the optical measurement device which can obtain the absolute magnitude at the time of measurement simply in a short time.

[0008]

[Means for Solving the Problem]Two-dimensional measurement image data produced

by this invention detecting analyte with a two-dimensional detector, By asking for analyte and reference image data obtained independently with two or more measured wavelengths, respectively, and calculating using measurement image data and reference image data based on two or more of these measured wavelengths, Absolute magnitude at the time of measurement is obtained, and diagnosis of a tissue state of living bodies, such as vascular vascularity and a blood-flow state, is presented by this. There is information about the strangulation state of a patient's blood vessel becoming thin or getting it blocked as one example of biological information etc. Since not variation from a living body's specific time but a value at that time is obtained by this method, the feature is at a point that operation of applying load to analyte is omissible.

[0009]In a measuring method which an optical application somatometry method of this invention irradiates with light to a living body, detects light emitted by living body with a two-dimensional detector, and measures biological information using a detection image, It asks for two or more pixels measurement image data of a living body by two or more measured wavelengths, and at least 1 pixel of reference image data based on the same measured wavelength as a measured wavelength, An operation which applies predetermined dignity which is different for every measured wavelength to measurement image data and reference image data, and is added is performed by a pixel unit, and two-dimensional information on absolute magnitude about a body tissue is computed. An optical application somatometry device of this invention is provided with the following.

An image measuring means which measures a living body's two-dimensional measurement image data with two or more measured wavelengths in a measuring device which is a measuring device which enforces an optical application somatometry method of this invention, irradiates with light to a living body, detects light emitted by living body with a two-dimensional detector, and measures biological information using a detection image.

An image arithmetic means to have the reference image data of stroke matter at least, to perform an operation which applies dignity predetermined [for every measured wavelength / different] for which it asked with the same measured wavelength as a measured wavelength to measurement image data and reference image data, and is added to them by a pixel unit, and to compute two-dimensional information on absolute magnitude about a body tissue.

[0010]A wave number of two or more measured wavelengths which ask for reference image data and measurement image data, and the number of a measured wavelength can be defined according to biological information to search for. Arithmetic contents of

image arithmetic for searching for two-dimensional information on absolute magnitude about a body tissue are defined according to a data kind of image data, a data number, and the contents of biological information to search for.

[0011]Drawing 1 is a figure for explaining outline composition of optical application somatometry of this invention. In drawing 1, the detectors 21, such as a two-dimensional detector, detect radiated light emitted by exposure by the light source 11 from analyte 10unk and reference body 10std with constant reflectance. The measurement image data D1 (unk) of two or more wavelength [unk / analyte 10] (the wavelength λ_1 - wavelength λ_n), D2 (unk), ..., Dn (unk) are calculated, and the reference image data D1 (std) of two or more wavelength (the wavelength λ_1 - wavelength λ_n) same about reference body 10std, D2 (std), ..., Dn (std) are calculated. If reference body 10std with constant reflectance is in a measurement range of a two-dimensional detector, it can be made into arbitrary reflectance, for example, paper of white or gray can be used for it. When a ratio of a level of a detection noise and a level of a detecting signal is taken into consideration, a thing comparable as analyte of reflectance of a reference body is desirable.

[0012]The measurement image data D1 (unk), D2 (unk), ..., Dn (unk) shall be expressed here not on behalf of one numerical value but on behalf of a pixel row sequence. For example, in the case of a picture by 10,000 pixels of 100x100, D1 (unk) has the quantity of 10000 total pixel numbers originally expressed with a procession length and beside 100 lines x 100 lines. Here, in order to simplify a notation, on behalf of one pixel of them, it will express D1 (unk). Therefore, when D1 (unk), D2 (unk), ..., Dn (unk) appear during calculation, same numerical value means having only a total pixel number of a procession. The reference image data D1 (std), D2 (std), ..., Dn (std) also express data of a pixel unit instead of one numerical value. What reference image data is made into a gestalt which has data of the same pixel number corresponding to all the pixels of measurement image data for, Or it can also be considered as a gestalt to which one data is made to correspond to two or more pixels of measurement image data, and one reference image data can also be made to correspond to all the pixels of measurement image data. reference image data -- before measurement of analyte, or after -- or it can also ask beforehand.

[0013]In image arithmetic which computes two-dimensional information on absolute magnitude about a body tissue, a pixel unit performs an operation which applies predetermined dignity which is different for every measured wavelength to measurement image data and reference image data, and is added. The operation f is an example of image arithmetic and the wavelength λ_1 - the measurement image

data D1 (unk)-Dm (unk) and the reference image data D1 (std)-Dm (std) of λ_{dam} are used out of two or more wavelength λ_1 - image data of λ_{dan} . In a difference of measurement image data and reference image data, an operation which applies predetermined dignity and is added between different wavelength is performed, and biological information is searched for based on this. Arithmetic contents and dignity under operation are equivalent to biological information and wavelength for which it asks. When the reference image data D1 (std)-Dm (std) is only 1-pixel data in each wavelength, it calculates using one data to each picture element data of the measurement image data D1 (unk)-Dm (unk) for every wavelength.

[0014]Between reference image data produced by measuring a fixed reference body, and measurement image data obtained from analyte, this invention performs image arithmetic and reflectance by this. Even if it changes measurement image data by change of optical measurement conditions which measure analyte optically, light intensity of a light source, distance of a light source and analyte, or distance of analyte and a two-dimensional detector, With reference image data which receives change of a measuring condition similarly, change of this measuring condition can be compensated and absolute magnitude in a measurement time can be calculated.

[0015]It can ask for reference image data in various kinds of modes as shown below. Reference image data of the 1st mode asks for a reference body with uniform reflectance independently with a living body's measurement by two or more pixels with two or more measured wavelengths. Reference image data of this mode is provided with data corresponding to each pixel of measurement image data, and two-dimensional information on absolute magnitude is computed by an operation performed between measurement image data and corresponding reference image data of a pixel. Change of a data value accompanying distance with a light source or a two-dimensional detector can be compensated with the 1st mode by making the same optical measurement conditions of a reference body and analyte. Reflectance places a uniform single reference body on a living body, and reference image data of the 2nd mode detects image data of a single part with two or more measured wavelengths, and asks for image data computed from image data of a single pixel, or two or more pixels as single reference image data. Reference image data of this mode is single reference image data, and two-dimensional information on absolute magnitude is computed by the operation performed between each pixel of measurement image data, and single reference image data.

[0016]Reference image data of the 3rd mode detects two or more image data for a reference body with uniform reflectance with every plurality and two or more measured

wavelengths on a living body, and asks for two-dimensional reference image data by carrying out interpolating calculation of two or more image data. Reference image data of this mode is two-dimensional reference image data, and is computed by the operation performed between measurement image data and corresponding reference image data of a pixel. Reference image data of the 4th mode asks for image data detected with two or more measured wavelengths in a part with few temporal changes on a living body as single reference image data. Reference image data of this mode is single reference image data, and two-dimensional information on absolute magnitude is computed by the operation performed between each pixel of measurement image data, and single reference image data.

[0017]In this invention, a measured wavelength is made into at least two wavelength between 400 to 1000 nm, and the amount of oxyhemoglobins or deoxyhemoglobin content is calculated using measurement image data and reference image data for which it asked with this 2 wave. Absolute magnitude [OxyHb] of oxyhemoglobin, or absolute magnitude [deOxyHb] of a deoxyhemoglobin, As shown in the following formulas (1), two waves (λ_1 , λ_2) of measurement image data D1 (unk), The predetermined dignity k_1 , k_2 , k_3 , and k_4 are hung on a value of each pixel about D2 (unk) and the reference image data D1 (std), and four image data obtained from D2 (std), and it asks by performing data processing which subtracts and adds these.

$$[\text{OxyHb}] = k_1 \times D1(\text{unk}) + k_2 \times D2(\text{unk}) - k_1 \times D1(\text{std}) - k_2 \times D2(\text{std})$$

$$[\text{deOxyHb}] = k_3 \times D1(\text{unk}) + k_4 \times D2(\text{unk}) - k_3 \times D1(\text{std}) - k_4 \times D2(\text{std}) \quad (1)$$

D1 (unk) and D2 (unk) show the wavelength λ_1 and a value representing 1 pixel of measurement image data of λ_2 , and D1 (std) and D2 (std) show the wavelength λ_1 and a value representing 1 pixel of reference image data of λ_2 . Quantity, such as the above D1 and D2, is the quantity after the output of each picture of a two-dimensional detector itself, a thing which deducted a dark signal, or logarithmic transformation.

[0018]In the above-mentioned formula (1), [OxyHb] is a pixel value of absolute magnitude of oxyhemoglobin, and [deOxyHb] is a pixel value of absolute magnitude of a deoxyhemoglobin. A value of [OxyHb] is obtained by the processing which hangs, adds and unites ($-k_1$, $-k_2$, k_1 , k_2) with the four pixel values D1 (std) acquired from two wavelength components of measurement image data and criterion data, D2 (std), D1 (unk), and D2 (unk) as dignity. A value of [deOxyHb] is obtained by the processing which hangs, adds and unites ($-k_3$, $-k_4$, k_3 , k_4) with the pixel value D1 (std) of the same origin, D2 (std), D1 (unk), and D2 (unk) as dignity. In order to perform the above-mentioned operation for every pixel, a picture acquired is a picture which makes

absolute magnitude of oxyhemoglobin or a deoxyhemoglobin each pixel.

[0019]In a place which can check biological information visually for example, where vascular occlusion etc. exist in vascularization by imaging two-dimensional information about a living body which asked by this invention, A state at the measurement time can be checked by a picture about a deoxyhemoglobin or oxyhemoglobin, and a living body state like vascular occlusion can be diagnosed. According to this invention, since an absolute value at the measurement time can be calculated, a living body's blood-flow condition cannot be changed like diagnosis performed by measuring the conventional relative value, and operation of **** by a cuff, etc. can be made unnecessary.

[0020]Other gestalten of this invention form an outline image based on one image data of two or more wave image data measured by optical application somatometry of this invention, and display in piles a picture for which this outline image was asked from image data of a multi-wavelength. By this display, an effect that localization of biological information becomes easy can be done so. Under the present circumstances, since an outline image only uses one of the original multi-wavelength pictures, it has the big advantage that superposition by *****, an outline image, and a function image can do an excessive hard device.

[0021]According to this invention, image display of the activity distribution of oxygen supply of each portion of a body tissue can be carried out, and an unusual judgment of a blockade of a blood vessel, etc. can be made from a pattern. According to this invention, since neither X-rays nor a contrast medium is needed, influence on a living body can be decreased and suitable measurement for duplicate measurement can be performed in judgment of a curative effect etc. According to this invention, since many light sending-receiving units are unnecessary, a device can be made small, since two-dimensional image data is acquirable by application of a two-dimensional detector, and also a price of devices can be held down and there is **** to measurement about a reagent as for nothing, cost of an inspection can be controlled.

[0022]In optical application somatometry of this invention, the following methods of removing a changed part independent of wavelength contained in a detecting signal are applicable. An artificer of this invention evaluated optical application somatometry, and found out a point that a changed part independent of wavelength is contained in a detecting signal, and a method of removing a part for this change. Analyte is usually a solid to an object of a standard being usually a flat surface. Therefore, a portion which is slanting, for example to a light source among fields of analyte serves as shade, and luminous intensity irradiated becomes weak. Therefore, a portion of shade of analyte will differ in exposure conditions as contrasted with a flat surface of an object of a

standard. For this reason, when it calculates using the same coefficient in the aforementioned formula (1), gross errors will arise into a portion of a shadow. A changed part of a detecting signal by unevenness of this analyte is an ingredient independent of wavelength.

[0023] Then, in order to remove a changed part independent of this wavelength, to oxyhemoglobin and a deoxyhemoglobin as a variable in addition, by adding a variable for wavelength non-dependency change, and solving simultaneous equations which set a sum total variable to 3, A changed part independent of wavelength is removed from oxyhemoglobin and a deoxyhemoglobin. A measured wavelength needs at least three waves for these simultaneous equations acquiring a solution, since the number of a variable is 3. Hereafter, three waves of cases are explained. As three variables, for oxyhemoglobin X and a deoxyhemoglobin Y, Simultaneous equations which set a part for wavelength non-dependency change to E, and are shown below are built, Wavelength 1: λ_1 $\epsilon_{\text{oxy}} \lambda_1$, $X + \epsilon_{\text{deoxy}} \lambda_1$, and $Y + E = \Delta \text{ABS} \lambda_1$ wavelength 2: λ_2 $\epsilon_{\text{oxy}} \lambda_2$, $X + \epsilon_{\text{deoxy}} \lambda_2$, and $Y + E = \Delta \text{ABS} \lambda_2$ wavelength 3: λ_3 $\epsilon_{\text{oxy}} \lambda_3$, $X + \epsilon_{\text{deoxy}} \lambda_3$, and $Y + E = \Delta \text{ABS} \lambda_3$ -- in addition, It is an absorption-of-light paragraph independent of $X = [\text{OxyHb}]$, $Y = [\text{deOxyHb}]$, and $E = \text{wavelength}$, and ΔABS shows a difference of a living body picture and a reference image.

[0024] By solving the above-mentioned simultaneous equations, oxyhemoglobin (X) of the following equations (1') and a deoxyhemoglobin (Y) are obtained as the solution. $X = k_1, \Delta \text{ABS} \lambda_1 + k_2, \Delta \text{ABS} \lambda_2 + k_3, \Delta \text{ABS} \lambda_3$ $Y = k_4, \Delta \text{ABS} \lambda_1 + k_5, \Delta \text{ABS} \lambda_2 + k_6, \Delta \text{ABS} \lambda_3$ $E = k_7, \Delta \text{ABS} \lambda_1 + k_8, \Delta \text{ABS} \lambda_2 + k_9, \Delta \text{ABS} \lambda_3$ -- (1') here, $\Delta \text{ABS} \lambda_1$ is $\Delta \text{ABS} \lambda_1 = -\log (\text{signal acquired from a base level after the signal / dark signal amendment obtained from analyte after dark signal amendment})$.

[0025] A formula (1') will turn into a formula (1) and same form, if a form top removes a point which needs wavelength for one excess. Detection different numbers in a formula differ. After using an adjustment signal of E, by restricting two, oxyhemoglobin and a deoxyhemoglobin, to a difference signal included simultaneously, in the case of a system which can measure only two waves, a variable can be reduced, and a described method which removes a changed part which is not dependent on wavelength to this difference signal can be applied to it. By an above-mentioned method, an error which happens to a portion of shade of analyte peculiar to absolute value measurement is mitigable.

[0026]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, an embodiment of the invention is described in detail, referring to a figure. The example of 1 composition which carries out optical application somatometry of this invention can be considered as the composition shown in drawing 2. Drawing 2 is a figure for explaining the outline composition of the optical application somatometry of this invention, and shows the example measured with two waves. The optical application somatometry device 1 is provided with the image measuring means 2, the image arithmetic means 3, and a picture display processing means 4 to display the acquired picture, in drawing 2. The image measuring means 2 is provided with the following.

The photodetection means 21 which detects the radiated light emitted from analyte 10unk and reference body 10std with a two-dimensional detector etc., and outputs two waves (wavelength λ_{dag} , wavelength λ_{dbr}) of image data by the exposure by the light source 11.

The image data acquiring means 20 which acquires this image data.

As for the reflectance of the light source 11 and reference body 10std, the light intensity of detection light shall become in the measurement range of a two-dimensional detector.

The member of white or gray can be used as reference body 10std provided with fixed reflectance.

[0027] In calculating the amount of oxyhemoglobins, or deoxyhemoglobin content by this invention, at least two wavelength of 400 to 1000 nm is made into a measured wavelength, and it performs image arithmetic using measurement-image-data D (unk) and reference-image-data D (std) for which it asked with this 2 wave. Drawing 3 is a schematic diagram of the wavelength spectrum of oxyhemoglobin and a deoxyhemoglobin. In the peak position which appears in the wavelength spectrum of drawing 3, 554 nm which is one peak position of oxyhemoglobin is set to measured wavelength λ_{dag} , and 578 nm which is one peak position of a deoxyhemoglobin is set to measured wavelength λ_{dbr} . A measured wavelength cannot be restricted to this wave number, and can also use other wave numbers.

[0028] The reference image data D_g (std) according [the image data acquiring means 20] to wavelength λ_{dag} from reference body 10std, and wavelength λ_{dbr} , and D_r (std), Acquiring the image data D_g (unk) of wavelength λ_{dag} and wavelength λ_{dbr} , and D_r (unk) from analyte 10unk, the image arithmetic means 3 performs data processing using four sorts of these image data. Here, the image data D_g (std), D_r (std), D_g (unk), and D_r (unk) shall be expressed not on behalf of one numerical value but on behalf of a pixel row sequence. The signal value of each pixel is expressed on behalf of each pixel of CCD here, for example, each 300,000-pixel pixel will have a signal value

according to a light-receiving image in CCD of 512x600, respectively. The size of the signal value D_r of the pixel in the signal value D_g of the pixel in wavelength λ_{bdag} , and wavelength λ_{bdar} , In the case of 12 bit signals, it is an integral value of $0 \leq D_g$ and $D_r \leq 4095 (= 2^{12})$ within the limits, when the value of D_g and D_r is small, it is shown that light intensity is weak, and when the value of D_g and D_r is large, it is shown that light intensity is strong.

[0029]The formula (2) of the following which the image arithmetic means 3 sets D_1 to D_g in a formula (1), and is obtained considering D_2 as D_r

$$[OxyHb] = -k_1(\log(D_g(\text{std})/D_g(\text{unk}))) - k_2(\log(D_r(\text{std})/D_r(\text{unk}))) [deOxyHb] \\ = -k_3(\log(D_g(\text{std})/D_g(\text{unk}))) - k_4(\log(D_r(\text{std})/D_r(\text{unk}))) \quad (2)$$

The pixel value $[OxyHb]$ of the absolute magnitude of oxyhemoglobin and the pixel value $[deOxyHb]$ of the absolute magnitude of a deoxyhemoglobin are computed by performing *****. The picture display processing means 4 images and displays the absolute magnitude of the oxyhemoglobin for which it asked by the image arithmetic means 3, or a deoxyhemoglobin. Here, D_g and D_r are the quantity which usually deducted the dark signal.

[0030]The coefficient k_1 when 554 nm is set to measured wavelength λ_{bdag} and 578 nm is set to measured wavelength λ_{bdar} , k_2 , k_3 , and k_4 are set to 89.7, -124.5, and -143.3-94.9, respectively, and they are expressed with the following formulas.

$$[OxyHb] = -89.7(\log(D_g(\text{std})/D_g(\text{unk}))) + 124.5(\log(D_r(\text{std})/D_r(\text{unk}))) [deOxyHb] \\ = 143.3(\log(D_g(\text{std})/D_g(\text{unk}))) - 94.9(\log(D_r(\text{std})/D_r(\text{unk})))$$

) — in addition, $D_g(\text{std})$ and $D_r(\text{std})$ are reference images (554 nm and 578 nm), and are a living body picture ($D_g(\text{unk})$, $D_r(\text{unk})$ 554nm, and 578 nm).

[0031]Next, the example which asks for reference image data using drawing 4 is explained. Drawing 4 (a) is an example which asks for a reference body with uniform reflectance independently with a living body's measurement by two or more pixels with two or more measured wavelengths. In this example, the reference body of a size comparable as analyte is prepared, it asks for image data as analyte and the conditions, and optical measurement conditions, such as light source intensity, a light source, and physical relationship between two-dimensional detectors, are set to reference-image-data $D(\text{std})$. Measurement image data produced by measuring analyte is set to $D(\text{unk})$. Drawing 4 (b) is an example which reflectance places a uniform single reference body on analyte, and detects the image data of a single part with two or more measured wavelengths. In this example, reflectance prepares a uniform wafer, places on analyte, asks for the image data of a reference body on the same optical measurement conditions as analyte, and sets to reference-image-data $D(\text{std})$.

[0032]Drawing 4 (c) and (d) is an example which reflectance arranges two or more uniform reference bodies on analyte, and detects two or more image data with two or more measured wavelengths. In this example, plurality prepares a wafer with uniform reflectance, and it places with a prescribed interval on analyte, It asks for the image data of a reference body on the same optical measurement conditions as analyte, and using two or more image data for which it asked, by interpolating calculation, such as an interpolation operation or an extrapolation operation, it asks for two-dimensional reference image data, and is referred to as reference-image-data D (std). Drawing 4 (e) is an example which asks for the image data detected with two or more measured wavelengths in the part with few temporal changes on analyte as single reference image data. Generally, in the living body, it is known that there is a place with few temporal changes of a blood flow. This example is an example on the basis of a part with little such change, and sets some measurement data of analyte to reference-image-data D (std).

[0033]In measurement by this invention, various combination is employable about reference image data and measurement image data. Hereafter, the combination of reference image data and measurement image data is explained using drawing 5 and 6. Drawing 5 and 6 show two waves of cases. Drawing 5 (a) and (b) is an example using one reference body to two or more analytes. In drawing 5 (a), one reference body is prepared to the analyte A, B, and C, The reference image data Dg (std) for which it asked by one reference body, and Dr (std) are used in common to the measurement image data Dg (unkA) of each analyte A, B, and C, Dr (unkA), Dg (unkB), Dr (unkB), Dg (unkC), and Dr (unkC), and DA, DB, and DC are calculated. Drawing 5 (b) is an example which prepares the reference image data Dg (std) and Dr (std) beforehand. the processing which can apply the example of drawing 5 (a) and (b) in measurement of two or more analytes when there is little change of optical measurement conditions, and asks for reference image data -- 1 time -- or it is omissible. This mode is preferred when measuring much analytes, such as a mass screening, for a short time.

[0034]Drawing 6 is an example using a reference body respectively to each analyte. In drawing 6, each reference body a, b, and c is prepared to the analyte A, B, and C, The reference image data Dg (stda) for which it asked by the reference body a, and Dr (stda) The measurement image data Dg (unkA) of the analyte A, The reference image data Dg (stdb) which was combined with Dr (unkA) and for which it asked by the reference body b, Dr (stdb) is combined with the measurement image data Dg (unkB) of the analyte B, and Dr (unkB), The measurement image data Dg (unkC) of the analyte C and Dr (unkC) are asked for DA, DB, and DC combining the reference image data Dg (stdc)

for which it asked by the reference body c, and Dr (stdc). In measurement of two or more analytes, the example of drawing 6 can be applied when change of optical measurement conditions is large, and it can compensate optical change by asking for reference image data for every measurement.

[0035]Drawing 7 and 8 are the examples of composition of the photodetection means in the case of measuring two waves, drawing 7 is an example of composition using two or more optical systems, and drawing 8 is an example of composition which switches the optical system of a simple substance. The photodetection means 21 is provided with the following in the 1st example of composition shown in drawing 7.

The lens systems 21a and 21b which branch the radiated light from the analyte 10 to two optical paths.

The lens system 22 for leading two branched optical paths to the CCD camera 25 side. The filter 23a for the 1st wave, the filter 23b for the 2nd wave which separate the 1st wavelength component and 2nd wavelength component from the light of two branched optical paths, respectively.

On CCD camera 25, each intermediate images 24a and 24b of each wavelength component taken out with the filter 23a for the 1st wave and the filter 23b for the 2nd wave are received by the light sensing portion 26a of the 1st wave, and the light sensing portion 26b of the 2nd wave. Each light sensing portions 26a and 26b can be constituted from a two-dimensional detector, respectively, and acquire image data with the light intensity detected for every pixel. In the 2nd example of composition shown in drawing 8, the photodetection means 21, The one lens systems 21 and 22 which draw the radiated light from the analyte 10, and the filter 23a for the 1st wave and the filter 23b for the 2nd wave which are divided into the 1st wavelength component and 2nd wavelength component, respectively, It has CCD camera 25 and the filter 23a for the 1st wave and the filter 23b for the 2nd wave are considered as the composition which can be introduced independently, respectively to an optical path. Drawing 8 (a) shows the case where the filter 23a for the 1st wave is introduced on an optical path, and drawing 8 (b) shows the case where the filter 23b for the 2nd wave is introduced on an optical path. On CCD camera 25, each intermediate image 24a (drawing 8 (a)) of each wavelength component taken out with the filter 23a for the 1st wave or the filter 23b for the 2nd wave and the intermediate image 24b (drawing 8 (a)) are received by the light sensing portion 26. The light sensing portion 26 is constituted from a two-dimensional detector, and acquires image data with the light intensity detected for every pixel. The filter 23a for the 1st wave and the filter 23b for the 2nd wave can be introduced by making it move onto an optical path by turns.

[0036]Next, the example imaged in quest of the absolute magnitude of oxyhemoglobin and a deoxyhemoglobin by the optical application somatometry of this invention is shown in drawing 9. In drawing 9, the figure shown in a left is a picture which shows the amount of oxyhemoglobins, and the figure shown in the right direction is a picture which shows deoxyhemoglobin content. All are changed into an ischemia state for 2 minutes by 200mHg about a left hand, **** an index finger about a right hand, and are changing it into the ischemia state. According to this example of a picture, in the picture which shows deoxyhemoglobin content, the portion in a living body's ischemia condition and the portion which will be in an ischemia state are clearly discriminable. Therefore, according to the optical application somatometry of this invention, image display of the activity distribution of the oxygen supply of each portion of a body tissue can be carried out, and an unusual judgment of a blockade of a blood vessel, etc. can be made.

[0037]According to this invention, it can ask for the outline image of analyte using the output of one wavelength in the multi-wavelength of a two-dimensional detector, and a blood state can be easily checked by displaying the amount of oxyhemoglobins, deoxyhemoglobin content, etc. on this outline image in piles. For example, the outline image by a monochrome shade image and the change in an oxygen state by a false color can be displayed in piles. The picture which removing a filter and using the picture of an outside also acquired where a filter is attached can also be used for an outline image.

[0038]

[Effect of the Invention]As explained above, many detectors cannot be needed, the absolute magnitude at the time of measurement can be simply obtained in a short time by the two-dimensional picture information of the analyte obtained with a single two-dimensional detector, and a living body's tissue state can be diagnosed. Even when lighting becomes dark by analyte by combining change correction without wavelength dependency, the error under the influence of shade can be reduced.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1]It is a figure for explaining the outline composition of optical application ***** of this invention.

[Drawing 2]It is a figure for explaining the outline composition of optical application ***** of this invention.

[Drawing 3]It is a schematic diagram of the wavelength spectrum of oxyhemoglobin

and a deoxyhemoglobin.

[Drawing 4] It is a figure for explaining the example which asks for the reference image data of this invention.

[Drawing 5] It is a figure for explaining the combination of the reference image data of this invention, and measurement image data.

[Drawing 6] It is a figure for explaining the combination of the reference image data of this invention, and measurement image data.

[Drawing 7] In the case where two waves are measured, it is an example of composition of the photodetection means using two or more optical systems.

[Drawing 8] When measuring two waves, it is an example of composition of the photodetection means which switches the optical system of a simple substance.

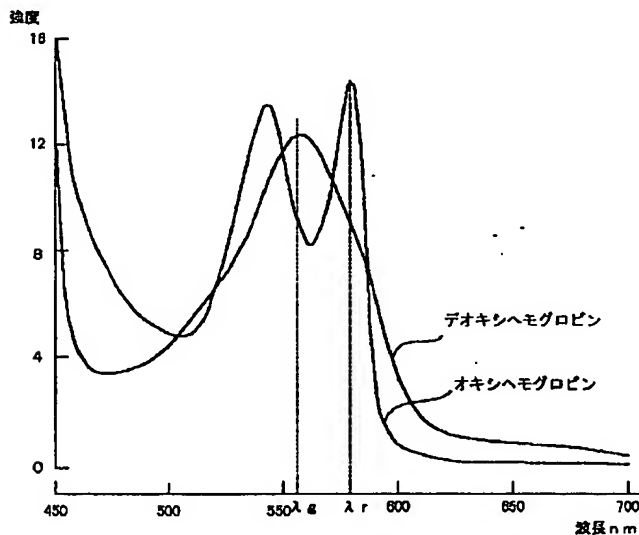
[Drawing 9] It is the example which imaged the absolute magnitude of oxyhemoglobin and a deoxyhemoglobin by this invention.

[Description of Notations]

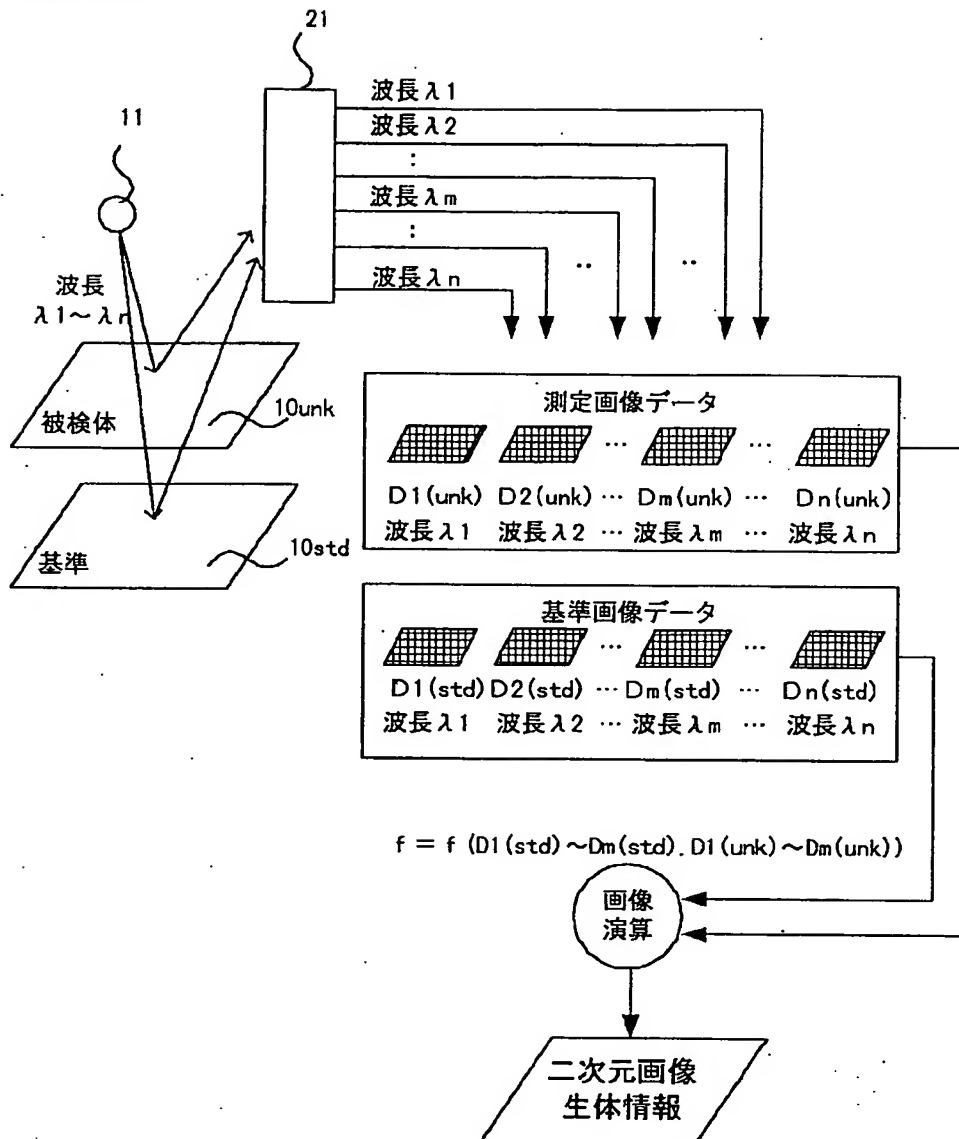
1 -- An optical application somatometry device, 2 -- An image data measuring means, 3 -- Image arithmetic means, 4 [-- A photodetection means, 21a, 21b, 22 / -- A lens system, 23a 23b / -- A filter, 24a 24b / -- An intermediate image, 25 / -- CCD, 26, 26a, 26b / -- Light sensing portion.] -- A picture display processing means, 11 -- A light source, 20 -- An image data acquiring means, 21

DRAWINGS

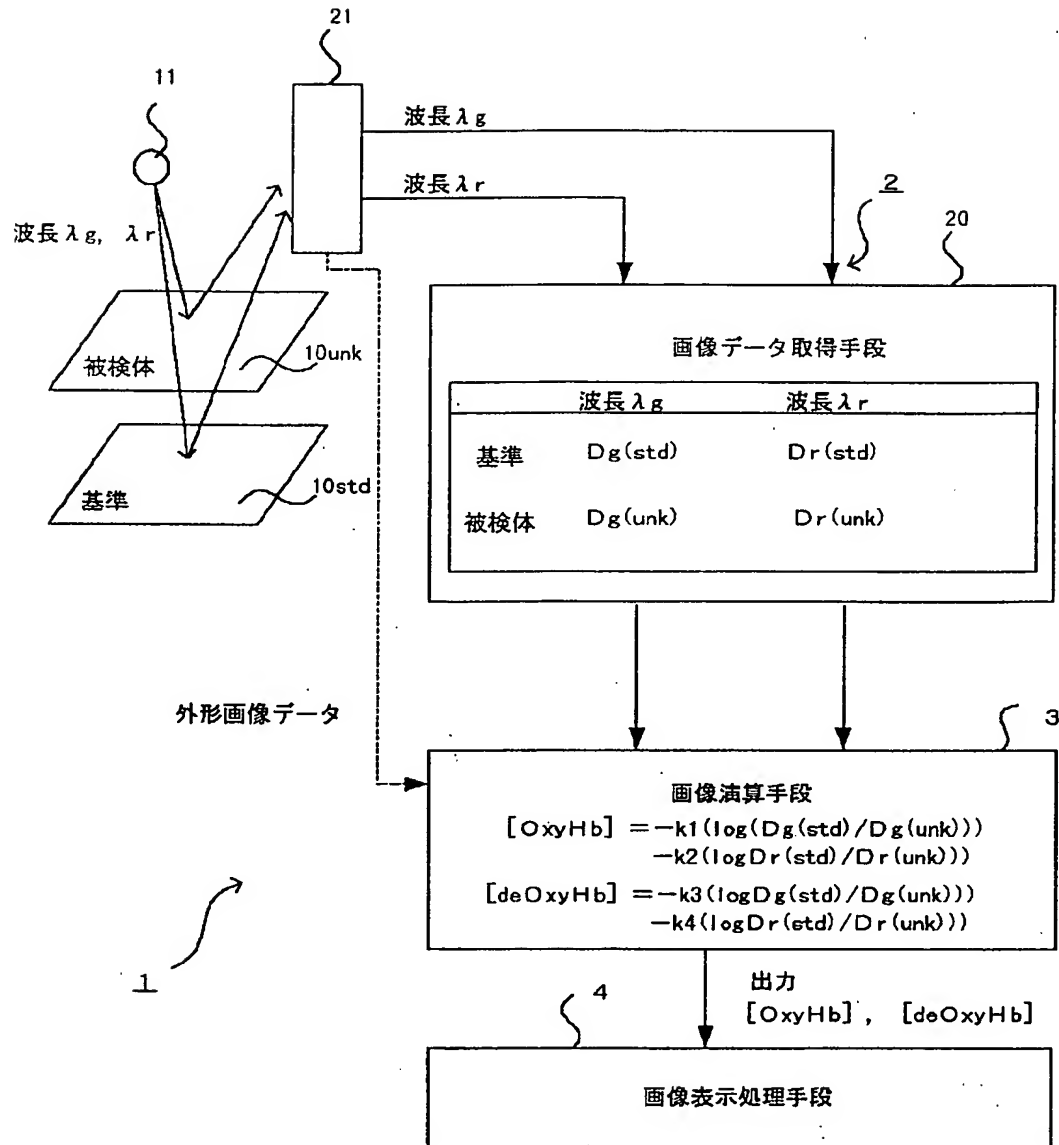
[Drawing 3]



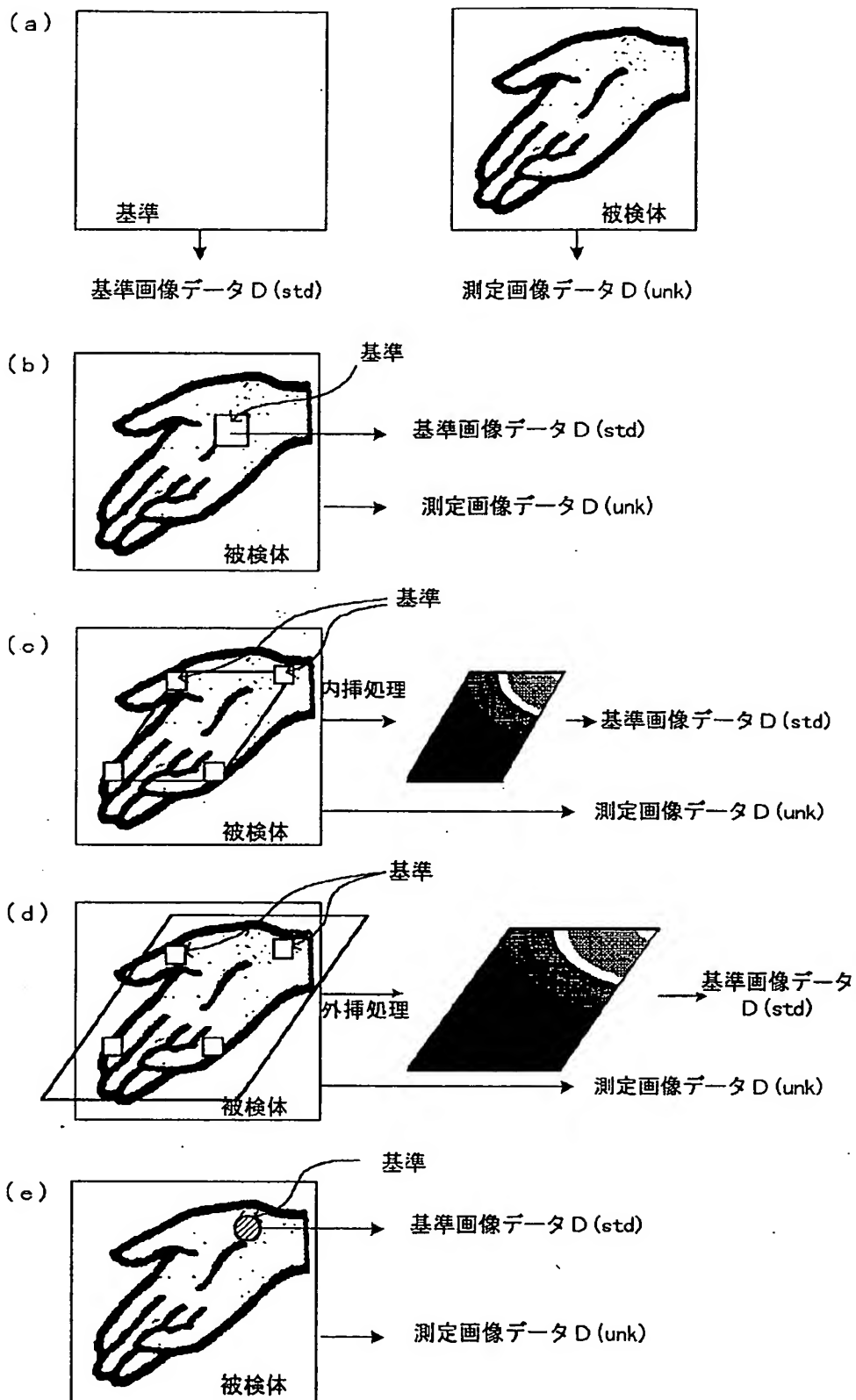
[Drawing 1]



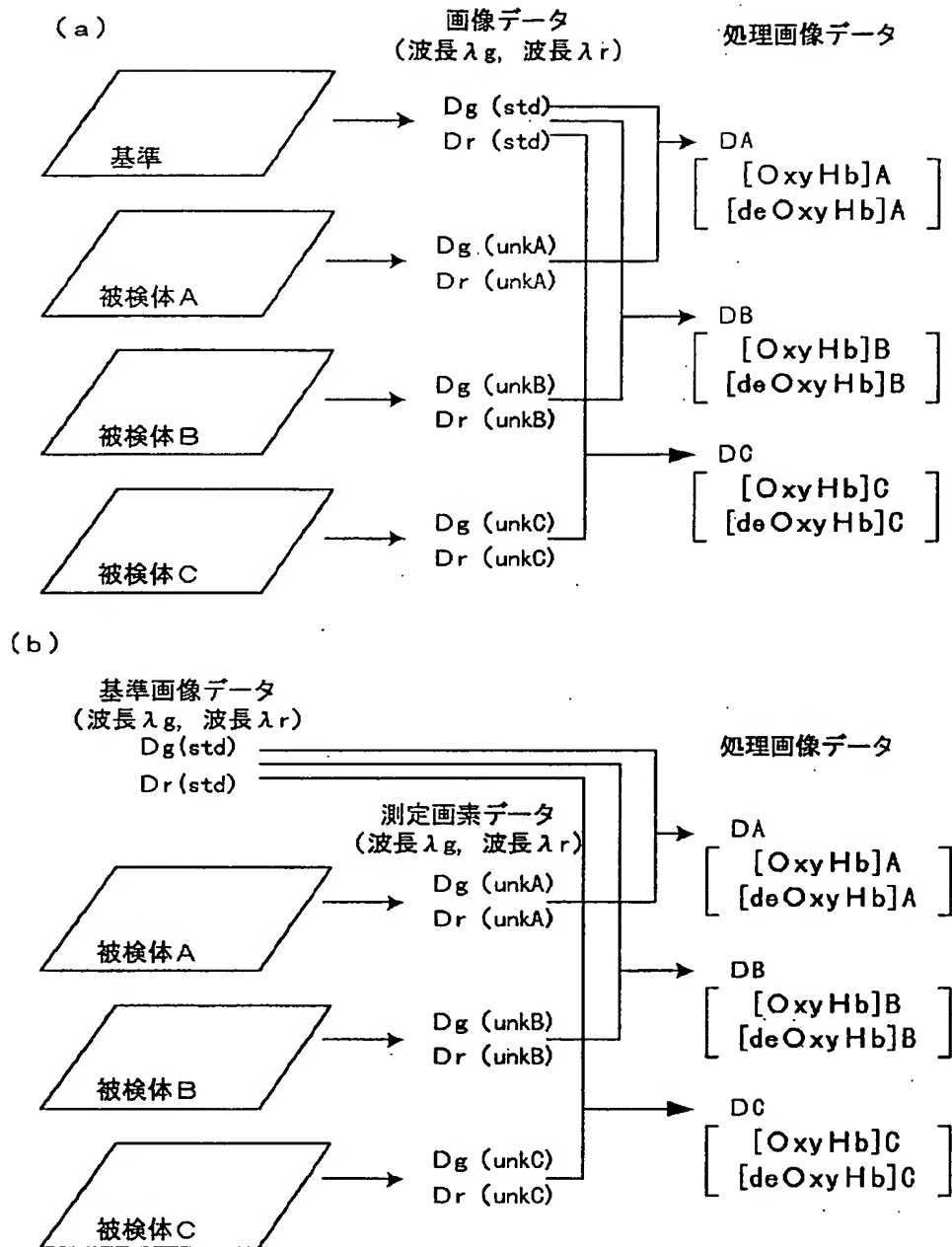
[Drawing 2]



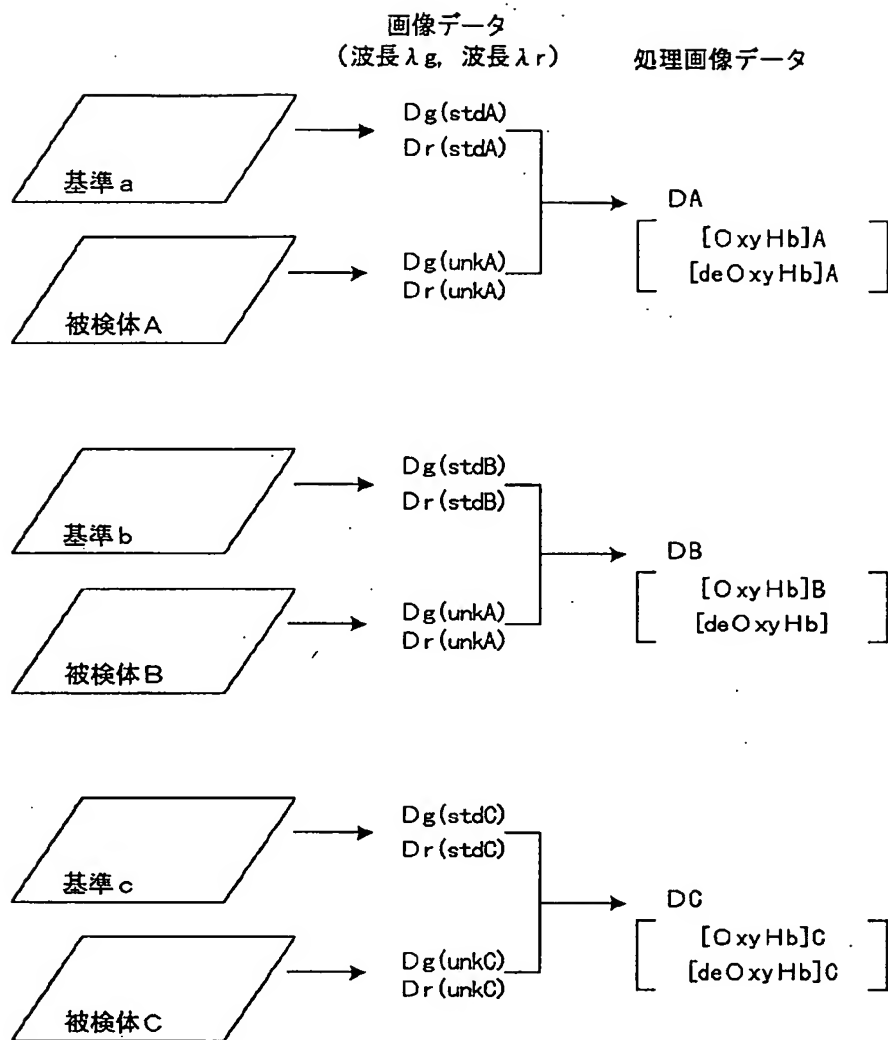
[Drawing 4]



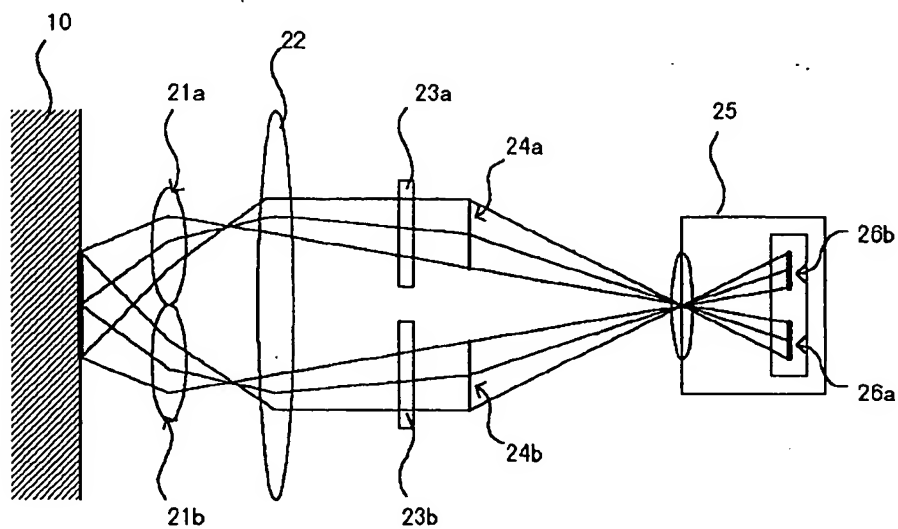
[Drawing 5]



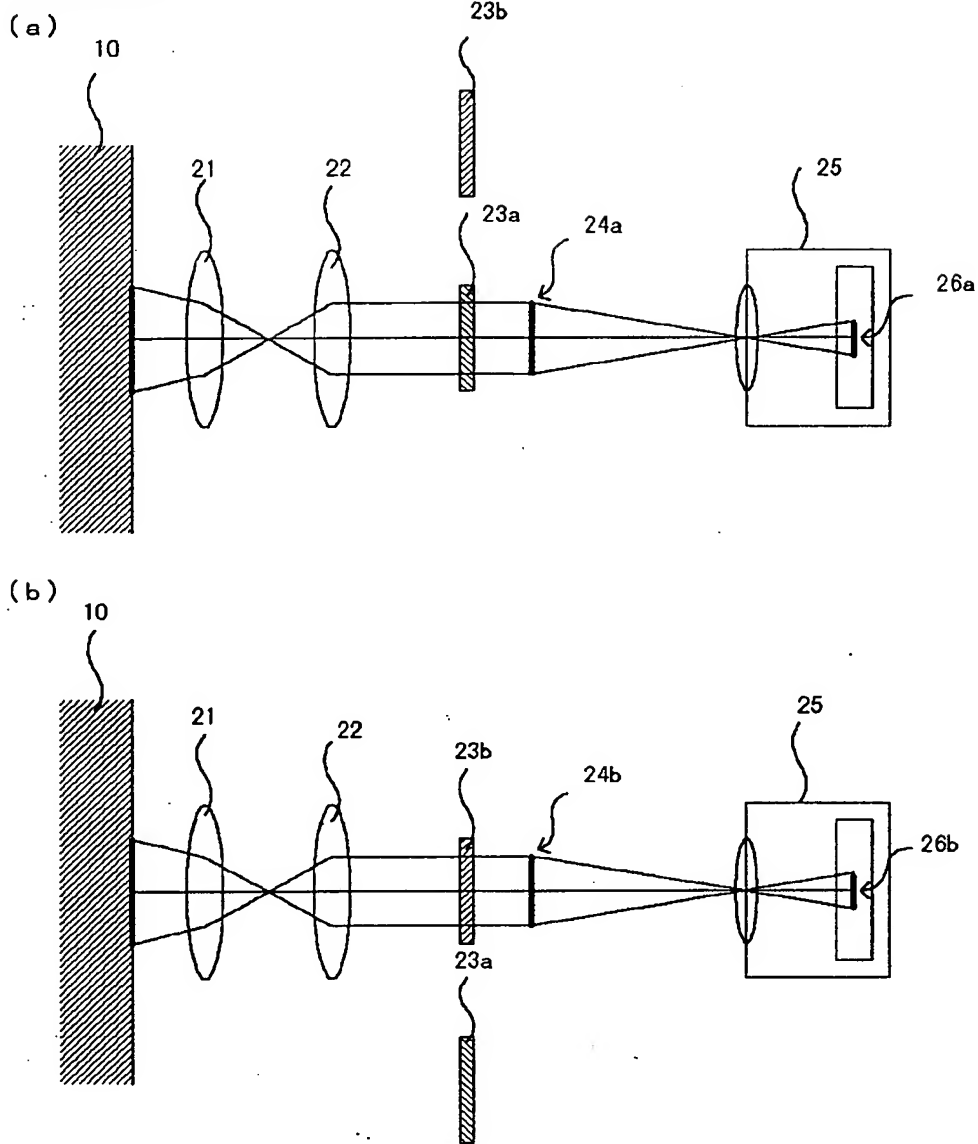
[Drawing 6]



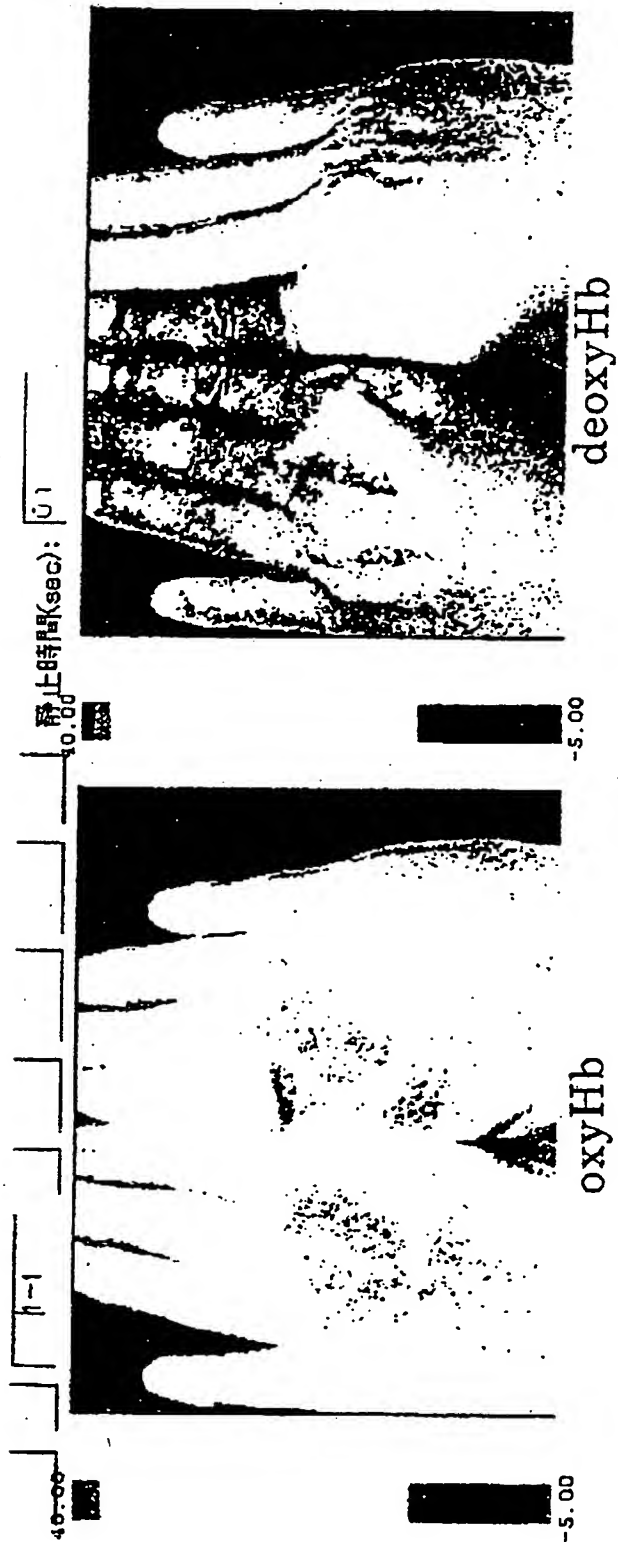
[Drawing 7]



[Drawing 8]



[Drawing 9]



[Translation done.]